

**Die Überprüfung der Musculus Iliopsoas-Funktion  
nach der Operation von Sharrard  
und Abstützungsosteotomie**

Robert Blohmke

1975





Digitized by the Internet Archive  
in 2026

[https://archive.org/details/IA41551923\\_0049](https://archive.org/details/IA41551923_0049)



Aus der Orthopädischen Klinik der Universität München

Direktor: Prof.Dr. A.N. Witt

Die Überprüfung der Musculus Iliopsoas-  
Funktion nach der Operation von Sharrard  
und Abstützungsosteotomie

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten Medizin  
verfaßt und einer Hohen Medizinischen Fakultät  
der Ludwig Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Robert Blohmke

aus

Bonn

1975

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Universität München

Bersichterstatter: Prof.Dr. A. Göb

Mitberichterstatter: Prof.Dr. A.N. Witt

Dekan: Prof.Dr. W. Spann

Tag der mündlichen Prüfung: 15.7.1975



## Inhaltsverzeichnis

|        |                                                                            |          |
|--------|----------------------------------------------------------------------------|----------|
| I.     | Problematic                                                                |          |
| I.1.   | Einleitung                                                                 | Seite 1  |
| 2.     | Die Operationsverfahren                                                    | Seite 3  |
| 3.     | Die Operation nach Sharrard                                                | Seite 4  |
| 4.     | Die Abstützungsosteotomie                                                  | Seite 5  |
| 5.     | Der Musculus iliopsoas                                                     | Seite 6  |
| 6.     | Thema der eigenen Arbeit                                                   | Seite 6  |
| II.    | Der Versuch                                                                |          |
| II.1.  | Die Versuchsanordnung                                                      | Seite 7  |
| 2.     | Die Meßmethode                                                             | Seite 9  |
| 3.     | Die Auswertung                                                             | Seite 11 |
| III.1. | Ergebnisse der Muskelfunktionsüberprüfung nach der Operation von Sharrard  |          |
|        | Arbeitsmöglichkeit in der Sagittalebene                                    | Seite 12 |
|        | Arbeitsmöglichkeit in der Frontalebene                                     | Seite 14 |
| 2.     | Ergebnisse der Muskelfunktionsüberprüfung nach Abstützungsosteotomie       |          |
|        | Arbeitsmöglichkeit in der Sagittalebene                                    | Seite 15 |
|        | Arbeitsmöglichkeit in der Frontalebene                                     | Seite 16 |
| IV.    | Diskussion der Meßergebnisse                                               | Seite 18 |
| V.     | Klinischer Bezug der eigenen Ergebnisse                                    | Seite 20 |
| VI.    | Kritik am Untersuchungsverfahren                                           | Seite 22 |
| VII.   | Anhang: Konstruktionsgang von der Wege-Dehnungskurve bis zum Momentenhügel | Seite 24 |
|        | Literaturverzeichnis                                                       | Seite 25 |
|        | Lage der Meßpunkte (Operation nach Sharrard)                               | Seite 29 |

|                                                                      |          |
|----------------------------------------------------------------------|----------|
| Drehmomentkurven in der Sagittalebene nach der Sharrard-Operation    | Seite 30 |
| Drehmomentkurven in der Frontalebene nach der Operation von Sharrard | Seite 39 |
| Lage der Meßpunkte (Abstützungsosteotomie)                           | Seite 49 |
| Drehmomentkurven in der Sagittalebene nach Abstützungsosteotomie     | Seite 50 |
| Drehmomentkurven in der Frontalebene nach der Abstützungsosteotomie  | Seite 58 |

## I. Problematik

### I.1. Einleitung

Die beiden Operationsverfahren, die Operation nach Sharrard und die Abstützungsosteotomie, werden heute bei der Behandlung von Kindern mit angeborener Meningomyelozele und daraus resultierender Querschnittslähmung im Brust- und Lendenwirbelbereich angewandt.

Die Pathogenese der Meningomyelozele als Hemmungsmißbildung ist hinreichend bekannt, jedoch konnten die ätiologischen Faktoren, die zu dieser fetalen Entwicklungsstörung führen, bislang nicht geklärt werden. Die Reihe der vermuteten Faktoren reicht vom intrauterinen Sauerstoffmangel über Röntgenstrahlen, hochdosierten Hormongaben, Vitaminmangel bis zu geographischen, klimatischen und genetischen Einflüssen.

Die zu erwartende Zahl von jährlich etwa 1000 lebend geborenen Spina-bifida-Kindern in der Bundesrepublik Deutschland und die durch verbesserte chirurgische und internistische Maßnahmen immer weiter erhöhte Lebenserwartung dieser Kinder fordern dringend eine orthopädische Versorgung, die darauf abzielen muß, die Steh- und Gehfähigkeit dieser Patienten so weit wie möglich herzustellen. Als unbedingte Voraussetzung muß immer ein frühzeitiger und sorgfältiger Verschluß der Zele erfolgen, der aber nur eine Verschlimmerung des Lähmungsbildes verhindern, jedoch keine Besserung des vorhandenen Lähmungsmaßes bewirken kann. Infolge der neurologischen Ausfälle kommt es neben der Beeinträchtigung der Motorik zu teilweise beträchtlichen Deformitäten durch Fehllagerungen und Muskelungleichgewichte, die durch Fehlen der Antagonisteninnervation oder bestehende Reflexaktivitäten hervorgerufen werden.

Bei der Meningomyelozele handelt es sich um eine segmental abgrenzbare Querschnittslähmung, so daß die Erfolgsaussichten jeder Therapie um so günstiger sind, je weiter kaudal die Zele lokalisiert ist. Da die ortho-

pädisch-chirurgischen Maßnahmen nur auf noch vorhandenen Aktivitäten aufbauen können, um eine Gehfähigkeit zu entwickeln, kommen für die Operation nach Sharrard und die Abstützungsosteotomie nur inkomplette Lähmungen (Paresen) oder komplette Lähmungen (Paralysen) in Frage. Letztere müssen aber so tief sitzen, daß zumindest ein Teil der Hüftmuskulatur noch innerviert wird. Besonders exakte diagnostische Untersuchungen müssen dabei zwischen inkompletten thorakalen und kompletten lumbalen Lähmungen differenzieren. Die für komplette Lähmungen kritische Grenze liegt aufgrund der neuro-anatomischen Verhältnisse bei  $L_3/L_4$ . Die Hüftbeuger und Adduktoren werden bei dieser Lokalisation der Lähmung noch voll innerviert, nur fehlt es ihnen an den von tiefer gelegenen Segmenten versorgten Antagonisten. Jeder Eingriff muß deshalb darauf ausgerichtet sein, dieses Ungleichgewicht zwischen Agonist und Antagonist zu beseitigen.

Bei weiter distal gelegenen Lähmungen gibt es von Seiten des Hüftgelenks keine Gehhindernisse mehr, so daß die Kinder ohne Hilfsmittel, jedoch verspätet das Laufen erlernen.

| Th <sub>12</sub> | L <sub>1</sub> | L <sub>2</sub>      | L <sub>3</sub> | L <sub>4</sub> | L <sub>5</sub> | S <sub>1</sub> | S <sub>2</sub> | S <sub>3</sub> |
|------------------|----------------|---------------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|
|                  |                | M. iliopsoas        |                |                |                |                |                |                |
|                  |                | M. sartorius        |                |                |                |                |                |                |
|                  |                | M. grac.            |                |                |                |                |                |                |
|                  |                | Mm. adductores      |                |                |                |                |                |                |
|                  |                | M. quadriceps. fem. |                |                |                |                |                |                |
|                  |                |                     |                | M. obt. ext.   |                |                |                |                |
|                  |                |                     |                | M. tens. f. l. |                |                |                |                |
|                  |                |                     |                | M. glut. med.  |                |                |                |                |
|                  |                |                     |                | M. glut. min.  |                |                |                |                |
|                  |                |                     |                | M. semitend.   |                |                |                |                |
|                  |                |                     |                | M. semimemb.   |                |                |                |                |
|                  |                |                     |                |                | M. piriformis  |                |                |                |
|                  |                |                     |                |                | M. quadr. fem. |                |                |                |
|                  |                |                     |                |                | Mm. gemelli.   |                |                |                |
|                  |                |                     |                |                | M. glut. max.  |                |                |                |

Innervation der auf das Hüftgelenk wirkenden Muskeln  
(aus: Parsch, K. und Schulitz, K.P.: Das Spina-bifida-Kind, 1972)

## I.2. Die Operationsverfahren

Sämtliche Operationsverfahren, die eine Verbesserung der Stehfähigkeit oder gar eine Herstellung der Gehfähigkeit bei Lähmung der Hüftstrecker und Abduktoren erreichen wollen, müssen versuchen, einen Teil der erhaltenen Beugemuskulatur umzufunktionieren, so daß ein ursprünglich beugender und adduzierender Muskel zum Strecker und Abduktor wird. Gleichzeitig wird eine Schwächung des gesamten Beuge-Momentes erreicht, so daß eine Herstellung des muskulären Gleichgewichts näherrückt. Natürlich kann dieses Vorgehen nur Aussicht auf Erfolg haben, wenn die Meningomyelozele unterhalb  $L_3/L_4$  lokalisiert ist. M. iliopsoas, M. rectus femoris, M. gracilis und M. sartorius als Beuger sind voll erhalten, die Mm. glutei als Strecker und Abduktoren jedoch gelähmt.

Die Funktionsumkehr der beugenden Muskulatur kann nun auf zwei Wegen erreicht werden: Der Ansatz des Muskels am Femur kann verändert werden, indem der Muskel abgelöst und an anderer Stelle neu fixiert wird. Die andere Möglichkeit besteht darin, den Knochen zu osteotomieren und so zu verdrehen, daß die Verlaufsrichtung des Muskels sich ändert. Der neu geschaffene Ansatzpunkt muß dabei immer auf die gegenüberliegende Seite der Beuge-Streckebene zu liegen kommen.

Da das Krankheitsbild der Meningomyelozele spätestens seit dem beginnenden 18. Jahrhundert bekannt ist, fehlt es auch nicht an Vorschlägen, die fehlende Glutealmuskulatur zu ersetzen. V u l p i u s versuchte 1922 den nach unten geschlagenen M. erector spinae als Hüftstrecker zu verwenden. L a n g e schlug 1906 vor, die Sehne des M. vastus externus mit Seidenfäden bis zum Beckenkamm zu verlängern. Erfolgreicher war die 1964 von H o g s h e a d und P o n s e t i angegebene Methode, den Tractus iliotibialis in einer aktiven Faciodesse zur Überwindung der Beugekon-taktur im Hüftgelenk zu verwenden. In 80 % der Fälle soll es zu guten Ergebnissen gekommen sein. M u s t a r d be-

schrrieb 1959 zuerst die anterolaterale Iliopsoastransplantation. Der M. iliopsoas wurde bei dieser Methode am lateralen Rand des Trochanter major fixiert und ersetzte so bei erhaltenen Hüftstreckern die Abduktoren. Diese Methode kommt demnach nur bei der reinen Abduktorenlähmung in Frage, was aber bei der Meningomyelozele praktisch nie der Fall ist.

### I.3. Die Operation nach Sharrard

S h a r r a r d modifizierte 1964 das von M u s t a r d angegebene Verfahren zur posterolateralen Iliopsoastransplantation für die vollständige Lähmung der Mm. glutei bei erhaltenem M. iliopsoas, M. quadriceps und Mm. adductores. Nach sorgfältigem Freilegen des M. femoralis und der Femoralisgefäße wird zwischen M. sartorius und M. adductor longus der Trochanter minor getastet und die Psoassehne unter Mitnahme einer kleinen Knorpel-Knochenscheibe abgelöst. Der M. psoas major und der M. iliacus werden unter Schonung der sie versorgenden Nerven bis zur Darmbeinschaukel freigelegt. Der M. iliacus wird nun stumpf aus der Beckenschaukel herausgelöst, ebenso wird die atrophische Glutealmuskulatur von der Außenseite abgelöst. In der Nähe des Ileosacralgelenkes wird anschließend ein 3x4 cm großes, längsovaleres Fenster gestemmt, durch das nacheinander der M. iliacus und die Psoassehne nach außen geführt werden. Von hinten wird diese dann an den Trochanter major herangeführt, in den inzwischen ein Loch in ventro-dorsaler Richtung gebohrt worden ist, das weit dorsal und lateral liegen soll, um möglichst günstige mechanische Verhältnisse zu schaffen. Nachdem die Sehne des M. psoas mit der Sharrard-Trompete durch diesen Tunnel geführt worden ist, braucht sie nur noch an der Ventralseite des Trochanter major gut befestigt zu werden. Der Ursprung des M. iliacus wird außen am Beckenrand, ähnlich dem Ursprung des M. gluteus maximus, befestigt.

Gleichzeitig kann noch eine Pfannendachplastik und eine Varisierungs-Derotationsosteotomie durchgeführt werden,

wie es von P a r s c h und S c h u l t z vorgeschlagen wird. Postoperative Ruhigstellung und krankengymnastische Nachbehandlung schließen sich an.

#### I.4. Die Abstützungsosteotomie

Die Indikation zur subtrochanteren Osteotomie ist der totale Ausfall der Abduktoren, wie wir ihn bei der Poliomyelitis beobachten, oder die hochstehende, alte und unbehandelte Hüftluxation. Die hier angewandte tiefe Osteotomie wurde von S c h a n z das erste Mal beschrieben.

Entscheidend für ein Gelingen des Verfahrens sind die richtige Wahl der Stelle, an der osteotomiert werden soll, und die genaue Bestimmung des Osteotomiewinkels. Nach Freilegen des Knochens und Einführen zweier percutaner Schanz-Schrauben in den Schenkelhals und in die Diaphyse wird in einer einfachen queren Osteotomie ein Knochenkeil mit lateraler Basis unter Zurücklassen einer medialen Corticalis-Brücke entnommen. Das Bein wird dann in Absuktions-Stellung überführt und die beiden Femurenden in einem vorher berechneten Winkel miteinander fixiert. Der nach außen offene Winkel soll etwa in Höhe des Os ischiadicum liegen. Der Femurkopf findet so am Os ilium Halt und der abgewinkelte Femurschaft und der Trochanter minor können sich an der Pfanne abstützen.

Das Absinken des Beckens vom Standbein (positives Trendelenburg'sches Phänomen) soll auf diese Weise verhindert werden. Eine verbesserte Statik wird durch das bessere Ausbalancieren des Schwerpunkts erreicht - der Patient sitzt gleichsam auf seinem Femur. Gleichzeitig wird über bei erhaltenen Abduktoren deren Wirkungsgrad verbessert, indem der Trochanter major tiefer zu stehen kommt und so diese Muskulatur neu angespannt wird. Welcher von beiden Einflüssen im Vordergrund steht, ist noch umstritten und wird von verschiedenen Autoren sehr unterschiedlich angegeben.

Da man sich aber auch eine verbesserte Iliopsoasfunktion - besonders im Sinne einer Abduktion - erhoffte, hat man dieses Operationsverfahren auch bei querschnittsgelähmten Kindern angewandt, bei denen neben der Abduktorenlähmung allerdings auch eine Streckerlähmung vorlag.

#### I.5. Der Musculus iliopsoas

Der Ursprung an den Körpern des 12. Brust- bis 6. Lendenwirbels und in der Fossa ilica und der Ansatz am Trochanter major machen den M. iliopsoas zu einem kräftigen Hüftbeuger. Zahlreiche Untersuchungen haben sich besonders mit der lang umstrittenen Rollwirkung des Muskels beschäftigt. Erst v. L a n z und H e n n i n g konnten in ihren 1953 erschienenen Arbeiten die starke Abhängigkeit dieser Funktion vom CCD-Winkel, der Antetorsion und der Rotationsstellung nachweisen. In Normalstellung und bei durchschnittlichen Formfaktoren hat der M. iliopsoas ein schwach einwärtsrollendes Moment. Aus einer Streckstellung von  $15^{\circ}$  vermag der M. iliopsoas das Bein bis auf  $120^{\circ}$  gegen den Rumpf mit einer Kraft von 14,3 mkg zu beugen. Er ist damit nach dem M. rectus femoris mit 19,4 mkg und vor dem M. tensor fasciae latae der zweitkräftigste Beuger im Hüftgelenk. Sein wesentlich kräftigerer Antagonist ist der M. gluteus maximus, der eine Gesamtkraft von 60,6 mkg entwickeln kann.

#### I.6. Thema der eigenen Arbeit

Nachdem zahlreiche Arbeiten die Funktionen des M. iliopsoas im normalen sowie pathologisch veränderten Hüftgelenk beschrieben haben, will die vorliegende Arbeit versuchen, die nach den beiden oben genannten Verfahren geänderte Wirkungsweise dieses Muskels zu untersuchen. Der Schwerpunkt der Untersuchungen lag dabei auf den Streck- und Abduktionsmöglichkeiten, weniger wie bei den Arbeiten von T. v. L a n z auf der Rollwirkung.

Die posterolaterale Iliopsoastransplantation und die Abstützungsosteotomie werden heute an vielen Kliniken zur Behandlung des Spina-bifida-Kindes herangezogen. Da aber bisher nur klinische Beobachtungen der Erfolge vorliegen, soll hier der Versuch gemacht werden, eine objektive, muskelmechanische Aussage über die meßbaren Leistungen des M. iliopsoas zu machen. Da beide Operationen sich durch die Größe des Eingriffs und die Methode beträchtlich unterscheiden, kann dem Operateur eine Entscheidungshilfe an die Hand gegeben werden, wie sich das Hüftgelenk bei Lähmung der Strecker und Abduktoren mit Hilfe des M. iliopsoas am besten stabilisieren läßt.

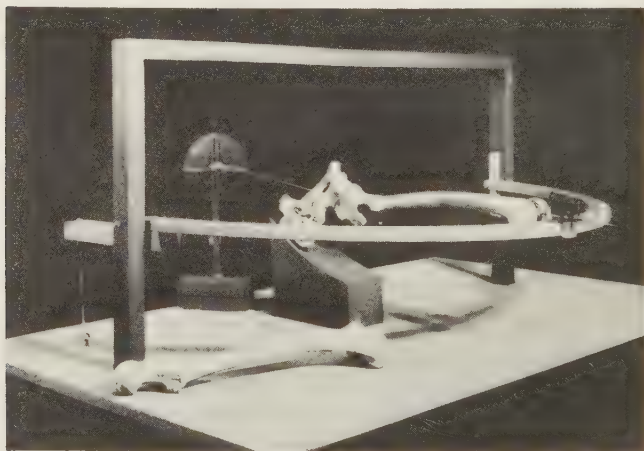
## II. Der Versuch

### II.1. Versuchsanordnung

Die Versuche erfolgten am Muskel-Skelett-Phantom nach der Fadenmethode, wie sie ähnlich von S t r a s s e r bereits 1922 beschrieben wurde. Die Hälfte eines menschlichen Beckens wurde auf einer Platte so befestigt, daß der durch ein Gummiband fixierte Femur, der in seiner Form möglichst durchschnittlichen Werten entsprach, in Normalstellung (Beugung=Abduktion=Rotation=0) horizontal lag. Die Lagerung des distalen Femurendes auf einem Halbkreis, dessen Zentrum mit dem Mittelpunkt des Gelenks zusammenfiel und der in der Sagittalebene drehbar aufgehängt war, ermöglichte es, jeden beliebigen Punkt auf der Bahnkugel exakt einzustellen. Durch Gradeinteilung des Halbkreises und Anbringen einer Winkelskala vor dessen Drehachse konnte jederzeit die genaue Stellung bestimmt werden. Gleichzeitig war in jeder Stellung Innen- und Außenrotation möglich.

Der M. iliopsoas wird durch einen Faden dargestellt, der am Muskelansatzpunkt mit einer Öse befestigt wird und an der Stelle des Muskelursprungs über eine Rolle läuft, an der ein Zeiger und dahinter eine 360°-Winkelskala angebracht ist. Der Faden hat den Verlauf des durch die Operation veränderten Muskels und wird durch ein kleines

Gewicht gleichmäßig gespannt. Eine Längenänderung des Fadens, die einer Kontraktion oder Dehnung des Muskels entsprechen würde, kann nun indirekt in etwa 15facher Vergrößerung auf der Skala abgelesen werden. Der Femur hat am Phantom in der Sagittalebene einen Bewegungsbereich von  $90^{\circ}$ , in der Frontalebene von  $100^{\circ}$ . Da beim Stand und beim Gehen nur ein kleiner Teil der möglichen Beweglichkeit in beiden Ebenen im Hüftgelenk ausgenutzt wird, ist es erlaubt, den Bahnkugelbereich leicht einzuschränken.



Das Muskel-Skelettphantom

Bei verschiedenen Beuge- und Streckstellungen wurde nun die Längenänderung des Fadens bei einer passiv durchgeführten Abduktionsbewegung gemessen. Genauso wurde bei der Messung der Streckwirkung verfahren. In unterschiedlicher Ad- und Abduktionsstellung wurde der Femur gebeugt und dann in die äußerste Streckung überführt. Die dabei auftretenden Längenänderungen des Fadens wurden indirekt in Winkelgraden abgelesen. Auf die gleiche Art kann in jeder beliebigen Stellung die Rotationswirkung überprüft werden.

## II.2. Die Meßmethode

Es gibt zwei Möglichkeiten, Muskelkräfte und Momente zu bestimmen. Die eine besteht darin, daß man die Kräfte durch Federn wiedergibt und die zur Erhaltung des Gleichgewichts erforderliche Größe einstellt.

Das Prinzip der virtuellen Arbeit, das von B e r - n o u l l i 1717 erstmals formuliert wurde und nach dem wir hier vorgehen wollen, bietet dagegen den Vorteil einfacher Versuchsanordnung und genauer Ergebnisse: "In einem nicht beschleunigten System angreifende Kräfte halten sich dann das Gleichgewicht, wenn bei einer kleinen Verschiebung ihre Arbeitsleistung gleich Null ist".

Führen wir mit dem Femur bei feststehender Achse in der Bewegungsstellung (Streck-, Abduktionsstellung)  $\varphi$  eine kleine Bewegung (Streckung, Abduktion)  $\Delta\varphi$  aus, so ändert der Muskel seine Länge  $l$  um den Betrag  $\Delta l$ . Der Bewegungswinkel wird alle  $10^\circ$  eingestellt und die entsprechende Änderung der Muskellänge durch genügend starke Übersetzung mit ausreichender Genauigkeit abgelesen.

Ist  $P$  die vom Muskelquerschnitt abhängige maximale Muskelkraft, dann ist das größtmögliche Drehmoment in der Bewegungsstellung  $\varphi$ :  $M = P \Delta l$ . Der gesuchte Quotient ließe sich bei einer einfachen Scharnierbewegung mathematisch ermitteln, was aber bei den komplexen Bewegungen im Hüftgelenk nicht möglich ist. Er wird deshalb graphisch durch die Tangente an die Streckweg-Dehnungskurve dargestellt. Da bei diesen Messungen das Moment einer Muskelkraft (als Maß der Deformation des passiven Apparates) abgeleitet werden soll, interessiert nicht die Gesamtamplitude der Kurve, sondern die Neigung in den Punkten, in denen das Drehmoment bestimmt werden soll.

Die Längenänderung des Fadens wird zur größeren Ablesegenauigkeit über eine Rolle mit dem Radius 11 mm in eine Drehbewegung übergeführt, deren Größe mit Hilfe eines Zeigers und einer Winkelskala gut abgelesen werden kann.

Verkürzt sich der Faden, was einem Zeigerausschlag im Uhrzeigersinn entspricht und positiv notiert wird, bei einer Femurbewegung, so ist dies ein Maß für die Kraft, die der Muskel bei gleichmäßiger Anspannung leisten kann. Negative Zeigerausschläge in entgegengesetzter Richtung bedeuten Muskelverlängerung, das heißt, er würde dieser Bewegung Widerstand leisten und hätte somit eine antagonistische Wirkung.

Die Längenänderungen des Fadens werden nun bei Durchlaufen der gesamten Bewegungsbreite in der Frontal- und Sagittalebene in mehreren Stellungen gemessen. Der Femur wird dazu bei konstanter Ad- oder Abduktionsstellung von äußerster Beugung bis zur äußersten Streckung kontinuierlich bewegt und alle  $10^{\circ}$  die Längenänderung registriert. Um die Meßgenauigkeit zu erhöhen, wird jede Bewegung mehrmals ausgeführt. Entscheidend ist aber nicht die absolute Längenänderung, sondern die Differenz der Änderung zwischen zwei benachbarten Femurstellungen. Eine große Differenz bedeutet, der Muskel kann sich stark kontrahieren und eine große Dreharbeit leisten. Die sogenannte Streckweg-Dehnungskurve verläuft an dieser Stelle steil. Verläuft sie horizontal, ändert sich die Fadenlänge nicht und der Muskel unterstützt diese Bewegung nicht. Bei der Untersuchung der Abduktionsmöglichkeit wird im Prinzip gleich verfahren.

Will man Auskunft über die Arbeit, die der Muskel in einem bestimmten Bewegungspunkt leisten kann, haben, so muß das Drehmoment noch mit dem Winkelweg multipliziert werden. Zur Berechnung des Winkelwegs wird ein Winkel aber nicht in Grad gemessen, sondern durch die Länge des Kreisbogens, den die beiden Schenkel mit dem Radius = 1 einschließen, bestimmt. Um auf ein verwertbares Kreisbogenmaß zu kommen, wird jede unendlich kleine Augenblicksbewegung auf eine Bewegung von  $57,3^{\circ}$  bezogen, denn das Bogenmaß eines Winkels von  $57,3^{\circ}$  ist bei einer Schenkellänge von 1 gerade gleich 1. Das bietet den Vorteil,

daß der Winkelweg, den wir sonst nur in Grad ausdrücken können, zur Berechnung der Muskelarbeit entfällt und nur die Ordinate der Kurven der neuen Maßeinheit angepasst werden muß. Man erreicht diese Vereinfachung durch graphische Differenzierung der Streckweg- (Abduktionsweg)-Dehnungs-Kurven.

### II.3. Die Auswertung

Die indirekt gemessene Längenänderung des Fadens muß zuerst in ein gängiges Längenmaß umgerechnet werden. Man multipliziert dazu den Radius der Rolle (11 mm), über die der Faden läuft, mit dem Quotienten aus der abgelesenen Winkeländerung und der mathematischen Winkелеinheit  $57,3^\circ$  und erhält als Produkt die tatsächliche Längenänderung des Fadens in Millimeter. Die errechneten Werte trägt man auf der Ordinate über der Abszisse der zugehörigen Beugewinkel ab und bekommt so eine erste Kurvenschar, die sogenannte Streckweg-Dehnungs-Kurve. Diese Kurven müssen zügig gezeichnet werden, um kleine Ungenauigkeiten auszugleichen, da sonst die davon abgeleiteten Kurven sprunghaft und unausgeglichen aussehen. Die Kurve der virtuellen, "wirksamen" Hebelarme erhält man jetzt sofort aus der Streckweg-Dehnungs-Kurve, indem man diese graphisch differenziert. Man trägt auf der Abszisse bei  $-57,3^\circ$  den Punkt D auf und zieht eine Parallele zur Tangente in jedem gemessenen Punkt der ersten Kurvenschar durch Punkt D. Der von der Parallele auf der Ordinate abgeschnittene Betrag wird in gleicher Größe und Richtung über der jeweiligen Abszisse eingezeichnet und die so gewonnenen Punkte zur Kurve der virtuellen Hebelarme verbunden. Damit daraus das Rollmoment abgelesen werden kann, muß jeder Hebelarm noch mit dem wirksamen Muskelquerschnitt multipliziert werden. Nimmt man bei durchschnittlicher Muskelkraft einen Muskelquerschnitt von  $10 \text{ cm}^2$  an, so kann die Kurve unverändert bleiben, nur die Werte der Ordinate müssen umgerechnet werden. Dem Betrag 1 cm der Kurve der Hebelarme entspricht dann in der Momentenkurve der Betrag 1 mkg.

Die Streckweg- (Abduktionsweg)-Dehnungs-Kurven werden zunächst für jede ausgeführte Bewegung gezeichnet. Streckende bzw. abduzierende Momente erscheinen dabei positiv über der Abszisse.

Um genauere Aussagen über den Momentenverlauf machen zu können, werden als nächstes alle Drehmomentkurven einer Bewegungsebene in einer Zeichnung übereinander aufgetragen. Durch diese erste Kurvenschar werden nun alle  $10^{\circ}$  senkrechte Schnitte gelegt und die Werte der Schnittpunkte in einer weiteren Zeichnung über der Abszisse der Ad- und Abduktionsstellungen in der Ordinate aufgetragen. Die so erhaltene Kurvenschar zeigt die Abhängigkeit des Streckmomentes bei konstanter Beugung oder Streckung.

Das Ergebnis der beiden letzten Zeichnungen wird noch übersichtlicher, wenn man daraus durch horizontale Schnitte einen Momentenhügel anfertigt. Auf diesem Momentenhügel können alle geometrischen Orte gleicher Drehmomente sofort als Höhenlinien abgelesen werden. Damit kann für jede Kombination der Femurstellungen Größe und Richtung des Drehmomentes in der Sagittalebene angegeben werden, unter der Voraussetzung, daß der Musculus iliopsoas optimal innerviert wird.

Die für eine Bewegungsebene gezeigte Auswertung der Meßergebnisse ist für die Abduktionsbewegung im Prinzip gleich.

### III.1. Ergebnisse der Muskelfunktionsüberprüfung nach der Operation nach Sharrard Arbeitsmöglichkeit in der Sagittalebene

Bereits die Einzeldarstellungen zeigen eine deutlich streckende Wirkung des Muskels, die mit zunehmender Streckstellung immer stärker wird. Bei  $0^{\circ}$  Streckung wird in fast allen Stellungen das Maximum des Drehmomentes erreicht und von da an bis zur äußersten Streckung gehalten. Bei einer Adduktionsstellung von  $30^{\circ}$  wird das streckende Moment durch Verminderung der Beugung etwa verzehnfacht, bei  $40^{\circ}$  Abduktion immer noch fast verdoppelt. (Abb.2-7)

Auch von der Ad- und Abduktion ist das Streckmoment stark abhängig. Bei  $30^{\circ}$  Adduktion streckt der transponierte M. iliopsoas wesentlich schwächer als in äußerster Abduktionsstellung (Abb. 9). Das relativ schwache Moment von 0,25 mkg in extremer Beuge- und Adduktionsstellung kann durch Abduktion bis auf 2,25 mkg gesteigert werden. Aber auch mit zunehmender Streckung bleibt dieser Einfluß vorhanden, obwohl er nicht mehr so auffällig ist. Das Maximum des Streckmomentes von 4,2 mkg wird schon bei  $0^{\circ}$  Streckung und  $40^{\circ}$  Abduktion erreicht und kann auch durch stärkste Streckung und Abduktion nicht erhöht werden. Die Kurve der Streckmomente in Abhängigkeit von der Ad- und Abduktionsstellung (Abb. 9) zeigt diesen Zusammenhang sehr deutlich und gleichzeitig den mit der Streckung geringer werdenden Einfluß der Abduktionsstellung.

Der Momentenhügel veranschaulicht sofort den fast linearen Anstieg des Streckmomentes vom niedrigsten Wert (0,25 mkg) in extremer Beuge- und Adduktionsstellung bis zum Höchstwert von 4,2 mkg in  $10^{\circ}$  Streck- und  $40^{\circ}$  Abduktionsstellung (Abb. 10). Aber auch in der Mittelstellung (Abduktion=Streckung= $0^{\circ}$ ) kann mit 3,25 mkg gut gestreckt werden. Vor allen Dingen behält der Muskel über den gesamten Bewegungsbereich seine streckende Wirkung und wird niemals zum Beuger.

Streckende Drehmomente in mkg in Abhängigkeit von der Bewegungsstellung:

|                        | Adduktion $30^{\circ}$ | $0^{\circ}$ | Abduktion $50^{\circ}$ |
|------------------------|------------------------|-------------|------------------------|
| Beugung $70^{\circ}$   | 0,25                   | 0,5         | 2,25                   |
| $0^{\circ}$            | 2,5                    | 3,25        | 4,0                    |
| Streckung $20^{\circ}$ | 2,75                   | 3,0         | 4,2                    |

### Arbeitsmöglichkeit in der Frontalebene

Bei  $20^{\circ}$  Streckung vermag der M. iliopsoas konstant mit einem maximalen Drehmoment von 3,1 mkg über den ganzen Ad- und Abduktionsbereich zu abduzieren. Die Momentenkurve verläuft hier horizontal. Mit zunehmender Beugung fällt das Abduktionsmoment dann aber rasch ab und erreicht in keiner Stellung mehr das oben genannte Maximum (Abb. 11-17). Die einzelnen Kurven durchlaufen alle einen Bereich mit konstantem Drehmoment von etwa  $0^{\circ}$  -  $25^{\circ}$  Abduktionsstellung, um dann mit Zunahme der Abduktion schnell abzufallen. Die Bewegung wird also nicht erst in ihrem Grenzbereich am kräftigsten ausgeführt, sondern in einem etwa  $25^{\circ}$  umfassenden mittleren Bereich (Abb. 18). Die Abbildung 19 zeigt, daß unabhängig von der Stellung in der Frontalebene immer erst in äußerster Streckstellung maximal abduziert werden kann. Man sieht auch sehr deutlich den kontinuierlichen Abfall des Drehmomentes bei fast allen Ad- und Abduktionsstellungen mit zunehmender Beugung. Das Minimum wird bei  $70^{\circ}$  Beugung und stärkster Abduktion erreicht.

Der Momentenhügel zeigt einen völlig anderen Verlauf des Drehmomentes als bei der Streckfunktion (Abb. 20). Bei konstanter Beugung nimmt in fast allen Stellungen das Abduktionsmoment mit stärker werdender Abduktion zu, erreicht bei etwa  $10^{\circ}$  Abduktion sein Maximum und fällt dann fast wieder auf den Ausgangswert ab. Im Bereich von  $40^{\circ}$  -  $60^{\circ}$  Beugung hat sich in der Abduktionsstellung ein kleines Plateau ausgebildet, d.h. hier ist das abduzierende Moment unabhängig von der Stellung immer gleich. Am besten kann der Muskel in äußerster Streckstellung im Bereich von  $0^{\circ}$  -  $60^{\circ}$  Abduktion mit einem Drehmoment von 3,1 mkg abduzieren. Aber auch in Normal-Nullstellung werden immerhin 2,5 mkg erreicht.

Abduzierende Drehmomente in mkg in Abhängigkeit von der Bewegungsstellung:

|               | Adduktion 40° | 0°   | Abduktion 60° |
|---------------|---------------|------|---------------|
| Beugung 70°   | 1,25          | 0,75 | 0,5           |
| 0°            | 2,0           | 2,5  | 2,0           |
| Streckung 20° | 2,25          | 2,75 | 3,0           |

### III.2. Ergebnisse der Muskelfunktionsüberprüfung nach Abstützungsosteotomie Arbeitsmöglichkeit in der Sagittalebene

Ein Vergleich der Einzeldarstellungen der Drehmomente zeigt sofort, daß in keiner Stellung die erwünschte Streckwirkung zustandekommt und der Muskel, wenn auch in abgeschwächter Form, weiter als Beuger wirkt. Die Beugewirkung verstärkt sich in allen Ad- und Abduktionsstellungen mit Zunahme der Beugung und erreicht immer in äußerster Beugestellung ihren Höchstwert (Abb.22-26). Das Maximum liegt dabei mit 4,2 mkg bei 70° Beugung und 40°/50° Abduktion. Durch langsames Strecken des Femurs nimmt es fast linear bis auf Werte zwischen 1,8 und 2,3 mkg ab (Abb. 27).

Die Abhängigkeit des Drehmomentes von der Ad- und Abduktionsstellung ist nicht sehr ausgeprägt. Im gesamten Beuge-Streckbereich schwankt das Moment nur um etwa 0,4 mkg (Abb. 28).

Stufenweise nimmt das beugende Moment mit zunehmender Beugung alle 10° um ungefähr 0,25 mkg zu. Die Höhenlinien des Momentenhügels zeigen alle den fast gleichen Verlauf und liegen annähernd parallel (Abb. 29). In jeder Beugestellung nimmt das Drehmoment bei Abduktion langsam ab und steigt in äußerster Abduktionsstellung wieder fast auf den Ausgangswert an. Im mittleren Bewegungsbereich ist die Beugearbeit mit 2,25 mkg schwach und um ein Vielfaches geringer als beim normalen M. iliopsoas.

Beugende Drehmomente in mkg in Abhängigkeit von der Bewegungsstellung:

|               | Adduktion 10° | 0°   | Abduktion 40° |
|---------------|---------------|------|---------------|
| Beugung 70°   | 3,75          | 4,0  | 4,0           |
| 0°            | 2,25          | 2,25 | 2,5           |
| Streckung 20° | 2,0           | 2,0  | 2,25          |

### Arbeitsmöglichkeit in der Frontalebene

Die einzelnen Drehmomentkurven zeigen bereits, daß der Muskel in einigen Extremstellungen eine schwache bis mittlere Abduktionswirkung entfalten kann (Abb. 30-36). Sämtliche Kurven scheinen, wenn man sie in einer Zeichnung übereinander aufträgt, um einen Punkt mit den Koordinaten 24° Abduktion und 0,6 mkg im Uhrzeigersinn gegeneinander verdreht (Abb. 37). Hat der Muskel in Streck- oder schwacher Beugstellung noch eine adduzierende Wirkung mit einem Maximum zwischen 10° und 20° Abduktion, die bei stärkerer Abduktion immer schwächer wird und sich sogar zur Abduktionswirkung umkehren kann, so zeigt der Muskel bei zunehmender Beugung ein gerade entgegengesetztes Verhalten. Er hat dann in 0° - 20° Abduktionsstellung nur eine ganz schwach adduzierende oder sogar abduzierende Wirkung, die sich mit zunehmender Abduktion der Nulllinie nähert und weiter in eine kräftige Adduktionswirkung umkehrt.

Der Muskel adduziert bei 10° Streckung und 15° Abduktion noch mit einem Drehmoment von 1 mkg, wird aber dann zunehmend zu einem Abduktor mit einem Maximum von 0,5 mkg bei 60° Abduktion. Ganz im Gegensatz dazu steht die äußerste Beugstellung von 70°. Hier abduziert der Muskel bei 10° Abduktion mit einem Moment von etwa 2,2 mkg. Allerdings kehrt er seine Wirkung dann sehr schnell um, so daß er schon bei 40° Abduktion mit 3,1 mkg adduzieren kann. Auch die Abbildung der Drehmomentkurven bei gleichen Ad-,

Abduktionsstellungen zeigt uns noch einmal deutlich die unterschiedliche Wirkung des M. iliopsoas am osteotomierten Femur in Abhängigkeit von Beugung und Streckung (Abb. 38).

weite Flächen des Momentenhügels werden von adduzierenden Drehmomenten gebildet. Sie haben ihre Minima zwischen  $0^{\circ}$  und  $20^{\circ}$  Abduktion im gesamten Beuge-Streckbereich und bei leichter Streckung und stärkster Abduktion. Das Maximum wird in einer Abduktionsstellung von  $40^{\circ}$  und äußerster Beugung erreicht (Abb. 39).

Jenseits der Nulllinie wird ein schwaches bis mittleres Abduktionsmoment entwickelt. Es beträgt in extremer Streck- und Abduktionsstellung gerade 0,25 mkg und nimmt mit Verstärkung der Beugung im Adduktionsbereich bis zu einem Höchstwert von 2,2 mkg zu. Im mittleren Bewegungsbereich tritt auch hier an keiner Stelle das erhoffte Abduktionsmoment ein.

Adduzierende (abduzierende) Drehmomente in mkg in Abhängigkeit von der Bewegungsstellung:

|                        | Adduktion $10^{\circ}$ | $0^{\circ}$ | Abduktion $60^{\circ}$ |
|------------------------|------------------------|-------------|------------------------|
| Beugung $70^{\circ}$   | + 2,2                  | + 2,2       | - 3,3                  |
| $0^{\circ}$            | + 0,25                 | 0           | 0                      |
| Streckung $10^{\circ}$ | + 0,25                 | - 0,25      | + 0,25                 |

+ : Abduzierendes Drehmoment

- : Adduzierendes Drehmoment

#### IV. Diskussion der Meßergebnisse

Die ausschließlich streckende Wirkung des M. iliopsoas nach der Sharrard-Operation ist stark von der Bewegungsstellung, der Kombination von Beugung (Streckung) und Abduktion (Adduktion) abhängig. Die Muskelkraft ändert ihre Richtung in keinem Punkt des gesamten Bewegungsbereiches. Sie erreicht zwar ein Minimum, das nur  $1/17$  des größtmöglichen Drehmomentes beträgt, der Muskel bleibt aber trotzdem immer ein reiner Strecker. Er streckt um so besser, je weiter das Bein abduziert und gestreckt wird. In Normalstellung verlaufen die Muskelfasern noch über den ventralen Rand der Öffnung in der Beckenschaufel und erfahren dadurch eine Richtungsänderung, mit zunehmender Abduktion und Streckung wird aber die Zugrichtung immer günstiger, bis der Muskel den Trochanter major sogar frei durch das Loch im Darmbein verlaufend erreicht. Da die Hauptportion des Muskels, sein Sehnenansatz oder aber der als Hypomochlion wirkende Ventralrand des Loches in der Beckenschaufel in jeder Stellung dorsal vom Gelenkmittelpunkt liegen, kann der transponierte M. iliopsoas nur strecken. Das Streckmoment erreicht zwar nur einen Bruchteil der Kraft, die von einem gesunden M. gluteus maximus aufgebracht wird, kann aber, wenn der Muskel gut mit Nerven und Gefäßen versorgt wird, 4,2 mkg stark werden. Die Fähigkeit, abduzieren zu können, ist genau wie die Streckfähigkeit im ganzen Bewegungsbereich vorhanden. Es gibt in keiner Stellungskombination ein adduzierendes Moment. Allerdings sind hier Minima und Maxima nicht so deutlich ausgeprägt. Mit Abduktion und Streckung wird das Drehmoment immer größer und erreicht in den Extremsstellungen den Höchstwert von 3 mkg, d.h. allein durch Stellungsänderung kann die abduzierende Kraft bei einem Minimum von 0,5 mkg um den Faktor 6 zunehmen. Die Größe einer Muskelkraft hängt entscheidend vom virtuellen Hebelarm, dem Abstand der Längsachse des Muskels vom Mittelpunkt des Gelenks, in dem die Bewegung ausgeführt wird, ab. Je größer dieser Abstand wird, was hier in

äußerster Streck- und Abduktionsstellung der Fall ist, um so kräftiger wird das Drehmoment. Auf die Fadenmethode übertragen bedeutet das, daß der Faden bei kleinen Bewegungen eine große Längenänderung erfährt.

Die Momentenhügel weisen in beiden Ebenen im Bereich um die Normalstellung, in der beim horizontalen Modell die Femurkodylen und das Tuber ischadicum auf einer Höhe liegen, ein mittleres Drehmoment von 3,25 bzw. 2,5 mkg auf.

Ganz anders schauen dagegen die Ergebnisse der Abstützungsosteotomie aus. Eine Streckung ist in keiner Stellung möglich, die Abduktion nur in einigen extremen Stellungen, die aber wegen ihrer Schwäche für den Lebenden wenig Bedeutung haben dürfte. Das Beugemoment steigt mit zunehmender Beugung langsam an, ändert sich aber bei Abduktion kaum. Es ist zwar schon wesentlich kleiner als vor der Abstützungsosteotomie, kann aber, da noch immer die Antagonisten zu den Beugern fehlen, auf keinen Fall einen Ausgleich der muskulären Imbalance bewirken. Die Abstützungsosteotomie ist demnach nicht geeignet, durch indirekte Verlagerung des Muskelansatzes dessen Zugrichtung so zu verändern, daß eine entgegengesetzte Wirkung daraus resultieren könnte. In der Beuge-Streck-Ebene wirkt das Pecten ossis pubis immer als Hypomochlion, außer in extremer Beugestellung, in der der Muskel frei vom Ursprung zum Ansatz verläuft. Dadurch wird der Muskel auf jeden Fall vor dem Gelenkmittelpunkt vorbeigeführt, was einen nach ventral weisenden virtuellen Hebelarm zur Folge hat. So tritt der Muskel von ventral kommend an den Trochanter minor heran, so daß als einzige Bewegung in dieser Ebene die Beugung des Oberschenkels aktiv unterstützt wird.

In der Frontalebene sehen die mechanischen Verhältnisse auf den ersten Blick günstiger aus. In Adduktions- und Normal-Nullstellung liegt nämlich der Ansatzpunkt medial

von einer durch den Mittelpunkt des Gelenks gedachten senkrechten Achse, so daß der Muskel von lateral an den Trochanter minor herangeführt wird und daraus ein, wegen ungünstiger Hebelverhältnisse allerdings nur schwaches, abduzierendes Drehmoment resultiert. Wird das Oberschenkelbein aber auch nur leicht passiv abduziert, nimmt die Längsachse des M. iliopsoas schnell wieder ihre natürliche medio-laterale Verlaufsrichtung ein. Die Kraftentwicklung ist dann zwar wesentlich schlechter als bei einem normalen Iliopsoas, doch kann auch mit diesem in seiner Richtung leicht veränderten Muskel außer in einem kleinen Bereich in extremer Streck- und Abduktionsstellung nur adduziert und gebeugt werden.

#### V. Klinischer Bezug der eigenen Ergebnisse

Die Indikation für die beiden überprüften Operationsverfahren stellt die kindliche Querschnittslähmung bei angeborener Spina bifida cystica dar. Durch Änderung des Muskelverlaufs des Iliopsoas soll versucht werden, die gelähmten Mm. glutei durch den M. Iliopsoas zu ersetzen, so daß er gemeinsam mit den erhaltenen Beugern und Adduktoren das Hüftgelenk stabilisieren kann. Dadurch sollen Luxationen und Formveränderungen aufgrund des muskulären Ungleichgewichts vermieden und eine Verbesserung der Steh- und Gehfähigkeit erzielt werden.

Durch die Operation nach S h a r r a r d scheint dieses Ziel in greifbare Nähe zu rücken. Im Bereich der Normalstellung kann der M. iliopsoas ausreichend starke Drehmomente in der Streck- und Abduktionsebene entwickeln, um den Stand oder aber auch das Gehen zu ermöglichen. Zum Aufrichten aus dem Sitzen, Anheben des gebeugten Oberkörpers oder Stand auf einem Bein, also Bewegungen, die große Belastungen für die Strecker und Abduktoren darstellen, werden die im gesamten Bewegungsbereich gemessenen Kräfte allerdings in den meisten Fällen zu klein sein. Hier werden die Patienten dann sicher auf eine Stützhilfe angewiesen sein. Enttäuschen müssen dagegen

die Ergebnisse der Abstützungsosteotomie. Da in keiner Stellung ein brauchbares streckendes oder abduzierendes Moment entstehen kann, ist diese Methode aufgrund der überprüften muskelmechanischen Situation sicher nicht geeignet, die Statik des Hüftgelenks bei diesen Patienten grundlegend zu verbessern. Lediglich die Abschwächung der Beuge- und Adduktionsmomente kann zu einer Verringerung der muskulären Imbalance des Hüftgelenks beitragen. Nach muskelmechanischer Überprüfung der Funktion des Iliopsoas kann nur die posterolaterale Iliopsoastransplantation nach Sharrard als eindeutige Verbesserung des Lähmungsbildes im Hüftgelenk angesehen werden. Erste Arbeiten aus England und Frankreich weisen auch bereits auf solche Erfolge hin.

Die von S h a r r a r d gemachten Beobachtungen an 58 operierten Hüften bei 33 Patienten bestätigen unsere Meßergebnisse. So konnten 75% der Kinder, die ein- oder beidseitig operiert waren, frei gehen und mehr als die Hälfte brauchte nicht einmal Gehapparate für das Hüftgelenk.

Ahnliche Erfolge beschreibt auch C a r l i o z , wenn auch an einem wesentlich kleineren Krankengut. Auch hier konnte die Hälfte der Kinder ohne Apparate gehen. Er glaubte allerdings nicht, daß der transponierte Iliopsoas das Bein abduzieren kann, konnte aber seine Kontraktilität elektromyographisch nachweisen. In Deutschland wurde besonders von P a r s c h aus der Heidelberger Orthopädischen Klinik über Erfolge mit der Operation nach Sharrard berichtet.

Da die Iliopsoastransplantation ein ziemlich großer Eingriff ist, bei dem der Muskel und das umgebende Gewebe stark traumatisiert werden und die Lage des Muskels so grundlegend verändert wird, stellt natürlich die Versorgung mit Nerven und Gefäßen immer ein Problem dar. Deshalb muß bei der Operation besonders auf eine einwandfreie Erhaltung der Nerven- und Gefäßversorgung geachtet werden. Denn letztlich hängt davon die Leistungs-

fähigkeit des transponierten Iliopsoas ab. Bei den hier durchgeführten Untersuchungen konnte dies selbstverständlich nicht berücksichtigt werden, so daß alle hier genannten Ergebnisse unter der Voraussetzung optimaler nervöser und vaskulärer Versorgung verstanden werden müssen.

#### VI. Kritik am Untersuchungsverfahren

Wie alle Modelle, die natürliche, physiologische Funktionen nachahmen wollen, so müssen auch das Muskelskelettphantom und die damit gewonnenen Ergebnisse äußerst kritisch betrachtet werden. Aufgrund der vielen Fehlermöglichkeiten, die das System in sich birgt, werden diese Untersuchungen niemals Überprüfungen der Muskelfunktion am lebenden Patienten ersetzen können. Jedoch bietet das Skelettphantom eine vergleichsweise einfache und genaue Möglichkeit, solche Funktionsüberprüfungen durchzuführen, ganz im Gegensatz zur elektromyographischen Untersuchung oder zur rein subjektiv, klinischen Beobachtung.

Schon die Führung des Femurkopfes in der Gelenkpfanne bietet eine Reihe Fehlermöglichkeiten. Obwohl wir die Pfanne mit Filz auslegten, um die Reibungskräfte möglichst gering zu halten, und den Kopf durch einen mittelkräftigen Gummifaden, der den gleichen Verlauf wie das Lig. capitis femoris hatte, fixierten, konnten Ungenauigkeiten bei der Wiederholung der Gelenkeinstellung nicht vermieden werden. So kam es bei Reihenmessungen zu teilweise recht unterschiedlichen Ausgangsstellungen, wenn auch die Amplitude des Gesamtausschlags in den meisten Fällen dann wieder gleich war.

Durch den Faden konnten Verlauf und Führung des echten Muskels nur unzulänglich wiedergegeben werden. Der Faden sollte möglichst in der Mittelachse des Muskels verlaufen, die sich aber bei Kontraktion und Bewegung ständig ändert. Am Modell wurde der Faden jeweils durch eine Metallöse am Ventralrand der Öffnung in der Beckenschaukel bzw. am Pecten ossis pubis geführt, wodurch die na-

türliche Führung durch Weichteile bestimmt nur unzulänglich nachgeahmt wurde. Schließlich sind Reibungskräfte im Fadenverlauf und in der Übertragung der Fadenbewegung auf das Anzeiginstrument nicht völlig auszuschließen.

Die Fehlermöglichkeit durch die ungenaue Gelenkführung und die Unzulänglichkeiten der Fadenmethode wirkten sich besonders krass bei Bewegungen aus, bei denen die Längenänderung des Fadens gering war. Teilweise wurden hier Abweichungen von über 100% bei den Einzelmessungen beobachtet. Bei Bewegungen, die mit einer großen Fadenverlängerung oder Verkürzung verbunden waren, waren die Einzelergebnisse ziemlich konstant und der mittlere Fehler lag fast immer unter 10%.

Die Bestimmung des Muskelquerschnitts ist auch heute noch immer mit einer gewissen Unsicherheit verbunden. Für den *M. iliopsoas* finden sich in der Literatur recht unterschiedliche Angaben. Wir haben nach einer Arbeit von L i p p e r t einen mittleren Querschnitt von  $10 \text{ cm}^2$  angenommen.

Bei der Berechnung der Drehmomente wurde die Muskelkraft unabhängig vom Kontraktionsgrad als konstant angenommen. Der älteren Annahme, daß die Zugkraft sich mit zunehmender Kontraktion linear vermindert, stehen aber neuere Untersuchungen gegenüber, die auf einen recht weiten mittleren Bereich nahezu konstanter Zugkraft hinweisen.

VII. Anhang: Konstruktionsgang von der Wege-Dehnungskurve bis zum Momentenhügel

Der Punkt D wird in Abb. 4 in  $57,3^{\circ}$  Abstand vom Nullpunkt auf der Abszisse nach links aufgetragen, damit - in diesem Fall - streckende Muskelarbeit positiv über der Abszisse erscheint. Im Punkt E bei  $20^{\circ}$  Beugung legen wir die Tangente an die Streckweg-Dehnungskurve und ziehen dazu durch Punkt D die Parallele, die die Ordinatenachse in Punkt F schneidet. Der Ordinatenwert des Punktes F (2,9 mkg) wird nun in gleicher Größe und Richtung über der Abszisse des Punktes E ( $20^{\circ}$  Beugung) aufgetragen und man erhält so den Punkt E' auf der Kurve der virtuellen Hebelarme.

Abb. 8 zeigt sämtliche auf diese Weise gewonnenen Differenzkurven in einer Zeichnung vereinigt, aber in doppelter Vergrößerung. Durch diese Kurvenschar werden alle  $10^{\circ}$  vertikal Schnitte gelegt, die die Momentenkurve hier in Abb. 8 bei  $70^{\circ}$  Beugung in den Punkten G-M schneidet. Diese Schnittpunkte werden jetzt in einer weiteren Kurvenschar wieder in gleicher Größe und Richtung über der Abszisse der zugehörigen Ad- und Abduktionsstellungen aufgetragen und bilden somit in Abb. 9 Kurven gleicher Beuge-, Streckstellungen. Die Punkte G-M erscheinen auf der Kurve für  $70^{\circ}$  Beugung. Sie haben die gleichen Ordinaten wie in Abb. 8, nur ihre Abszissenwerte sind entsprechend der Lage der Schnittpunkte auf den einzelnen Kurven in Abb. 8 verschieden. Durch horizontale Schnitte werden aus den beiden Kurvenscharen Kurven gleicher Drehmomente gebildet. Die Punkte N, O, P mit der Ordinate 1 mkg in Abb. 9 bilden, richtig in Abb. 10 in ein Koordinatennetz aus Beuge-, Streckstellungen und Ad-, Abduktionsstellungen eingetragen, dann die "Höhenlinie" 1 mkg. Legt man diese horizontalen Schnitte genügend dicht, erhält man das Bild eines Momentenhügels.

Literaturverzeichnis

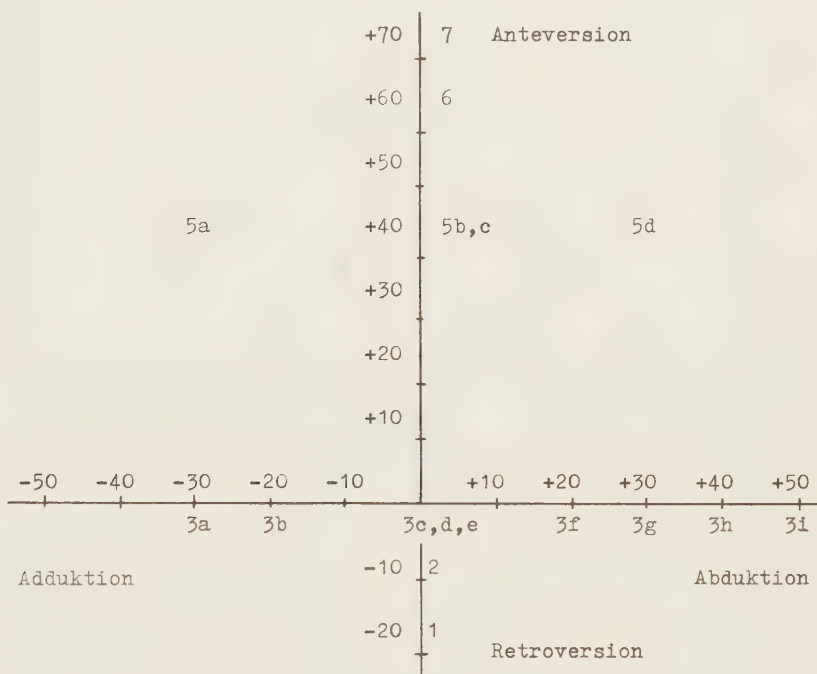
1. Bade, P.: Zur operativen Behandlung der Spina bifida. Verh. dtsh. orthop. Ges. 44: 144 (1923)
2. Bandmann, H.-J.: in T.v. Lanz Verh. der dtsh. Ges. für orthop. Chir. 37: 24, 25 (1949)
3. Bernbeck, R.: Die pathologische Femurtorsion und coxa valga. Z. für Orthop. 78: 303 (1949)
4. Carlloz, H., de la Caffiniere, J.Y., Queneau, P.: A propos de 22 transplantations du psoas selon Sharrard. Rev. Chir. orthop. 57 Suppl.1: 187-196 (1971)
5. Chapchal, G. und Waigand, D.: Orthopädische Therapie. Thieme, Stuttgart 1971
6. Grenchaw, A. H.: Cambell's operative orthopaedics. Mosby St. Louis 1963 Vol. II
7. Fick, R.: Handbuch der Anatomie und der Mechanik der Gelenke. Fischer, Jena 1911 Band III
8. Göb, A.: Operationen an Knochen und Gelenken bei infantiler Zerebralparese. Verh. der dtsh. orthop. Ges. 53:377-382 (1966)
9. Göb, A.: Muskelmechanische und elektromyographische Untersuchungen am Hüftgelenk des Spastikers und deren praktischen Folgen. Z. für Orthop. und ihre Grenzgebiete 103: 309-322 (1967)
10. Glogowski, G.: Die Pathophysiologie des oberen Femurendes. Enke, Stuttgart 1962
11. Hohmann, G.: Handbuch der Orthopädie. Thieme, Stuttgart 1957 Bd. IV/1

12. Hogshead, H.P., Ponseti, I.V.: Fascia lata transfer to the erector trunci for the treatment of flexion-abduction contractures of the hip in patients with poliomyelitis and meningomyelocele. J. Bone Jt.Surg. 46: 1389-1404 (1964)
13. Lange, F.: Der plastische Ersatz des Glutaeus medius et minimus. Z.f. ortop. Chir. 17: 272 (1906)
14. Lange, M.: Orthopädisch-chirurgische Operationslehre. Bergmann, München 1962
15. Lange, M.: Lehrbuch der Orthopädie. Enke, Stuttgart 1965 Bd. II
16. v. Lanz, T. und Hennig, A.: Die Rollwirkung des Iliopsoas und die Femurtorsion. Z.f. Anat. und Ent. 117: 382-409 (1953)
17. v. Lanz, T. und Hennig, A.: Die Rollwirkungen des M. adductor magnus am durchschnittlich geformten Schenkelbein. Acta anat.30: 420-429 (1957)
18. v. Lanz, T. und Hennig, A.: Die Rollwirkung des Iliopsoas in ihrer Abhängigkeit vom CCD-Winkel. Acta anat. 24: 5-15 (1955)
19. v. Lanz, T. und Wachsmuth, W.: Praktische Anatomie, Bein und Statik Bd. I/4. Springer, Berlin 1972
20. Lippert, H.: Zur Methode der Muskelquerschnittsmessung. Anat. Anzeiger 106: 299-303 (1959)
21. McKibbin, B.: The action of the iliopsoas muscle in the newborn. J. Bone Jt. Surg. 50-B: 161 (1968)

22. Mustard, W.T.: A follow up study of iliopsoas transfer for hip-instability. J. Bone Jt. Surg. 41-B: 289 (1959)
23. Parsch, K. und Schulitz, K.F.: Die Frühbehandlung des Kindes mit spina bifida cystica. Z. f. Ortop. 109: 458-467 (1971)
24. Farsch, K. und Schulitz, K.F.: Das Spina-bifida-Kind. Thieme, Stuttgart 1972
25. Pauwels, F.: Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates. Springer, Berlin 1965
26. Rauber-Kopsch: Lehrbuch und Atlas der Anatomie des Menschen. Thieme, Stuttgart 1968 Bd.I
27. Sharrard, W.J.W.: Posterior iliopsoas transplantation in the treatment of paralytic dislocation of the hip. J. Bone Jt. Surg. 46-B: 426-444 (1954)
28. Sharrard, W.J.W.: A long-term follow-up study of posterior iliopsoas transplantation for paralytic dislocation of the hip. Develop. Med. Child Neurolog. Suppl. 20: 96 (1969)
29. Staeuble, C.: Die Rotationswirkung des M. iliopsoas in Abhängigkeit von Schenkelhalswinkel und Rotationsstellung. Med. Diss., München 1969
30. Strasser, H.: Lehrbuch der Muskelmechanik, Berlin, 1917, Bd. III
31. Toennis, D.: Elektromyographische Untersuchungen über die Beteiligung des M. iliopsoas an der Ad- und Abduktion des Oberschenkels. Z. f. Orthop. 102: 68-74 (1967)

32. Vulpius, O.: Operationspläne für Sehnenverpflanzungen. Verh. dtsh. orthop. Ges. 17B 57-60 (1922)

Abb. 1 Lage der Meßpunkte, in denen die Muskelfunktion nach der Operation von Sharrard überprüft wurde.



In den folgenden Zeichnungen bedeuten:

A = Streckweg (Abduktionsweg)-Dehnungskurve

B = Kurve der streckenden, abduzierenden Drehmomente

D = Punkt bei  $-57,3^{\circ}$

Streckende, abduzierende Drehmomente sind stets positiv (+)

Beugende, adduzierende Drehmomente sind immer negativ (-)

Die Koordinaten der angegebenen Grundstellungen können in Abb. 1 und 21 nachgesehen werden.

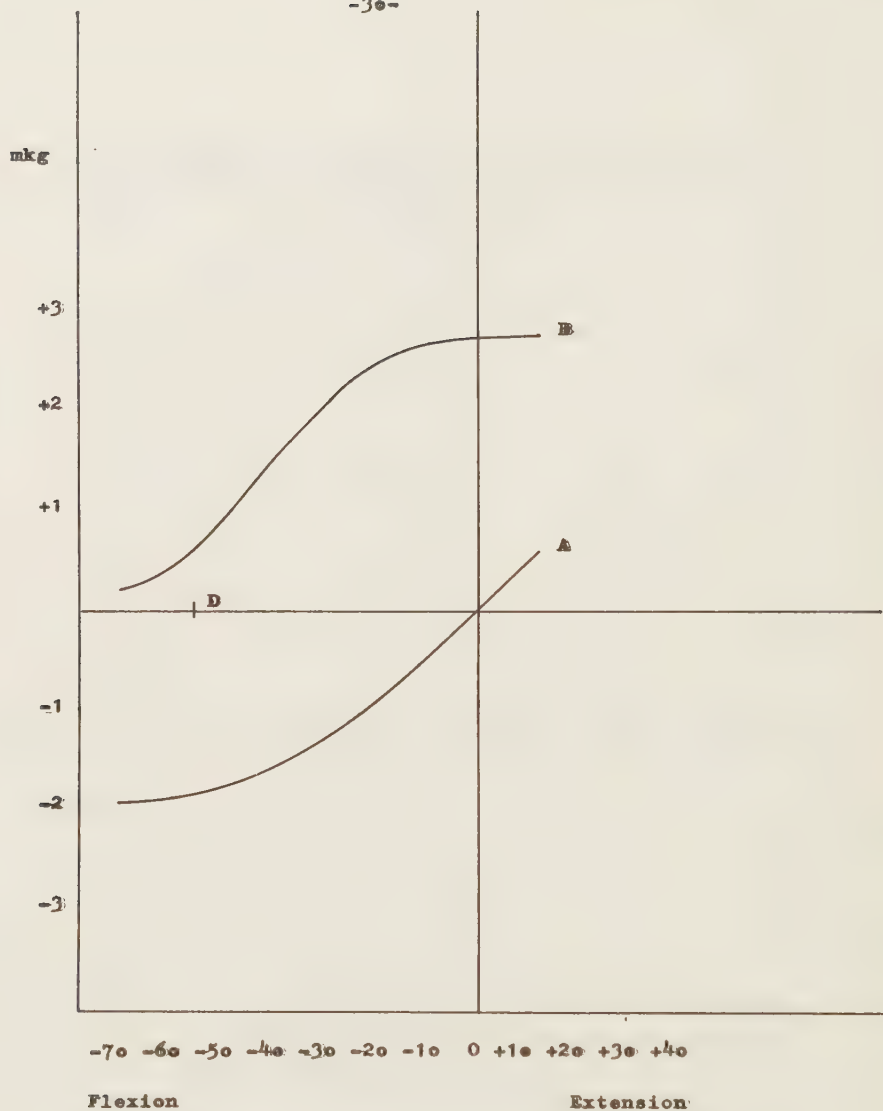


Abb.2: Streckende Momente für Grundstellung 3a  
(Adduktion = 30°)

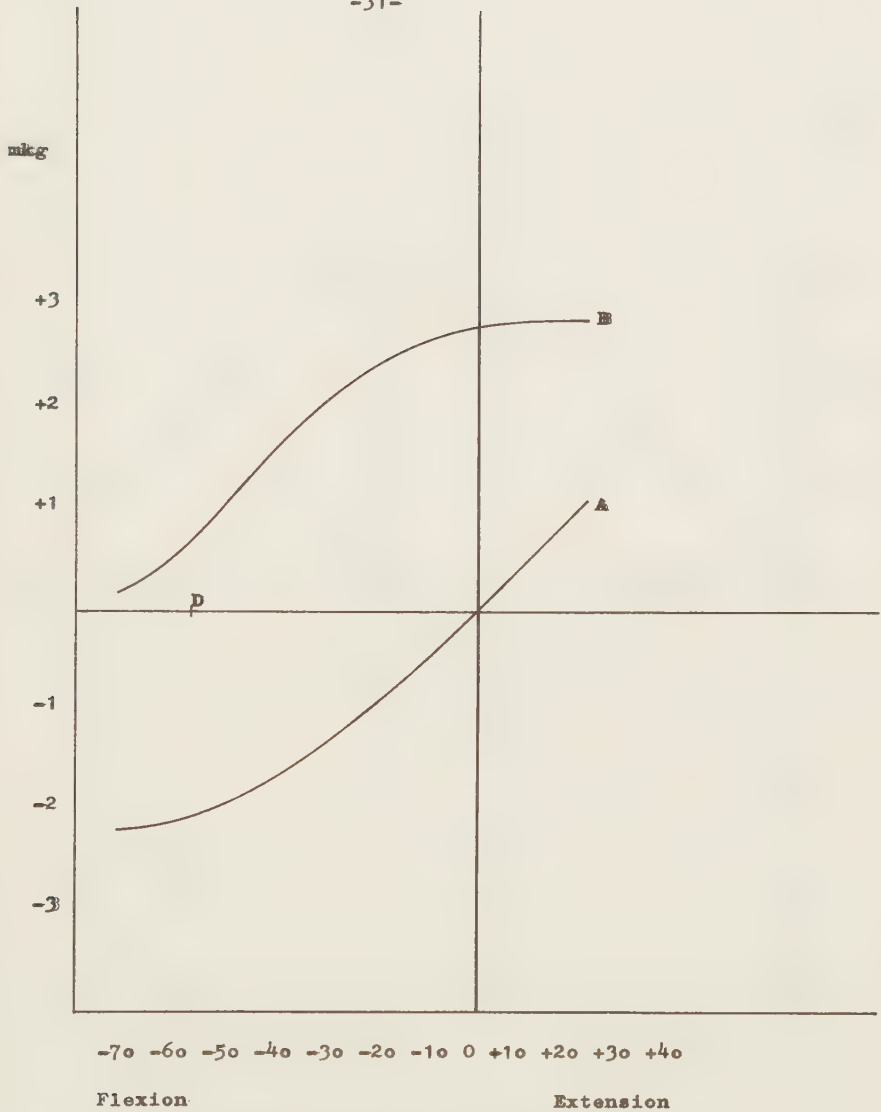


Abb.3: Streckende Momente für Grundstellung 3b  
(Adduktion = 20°)

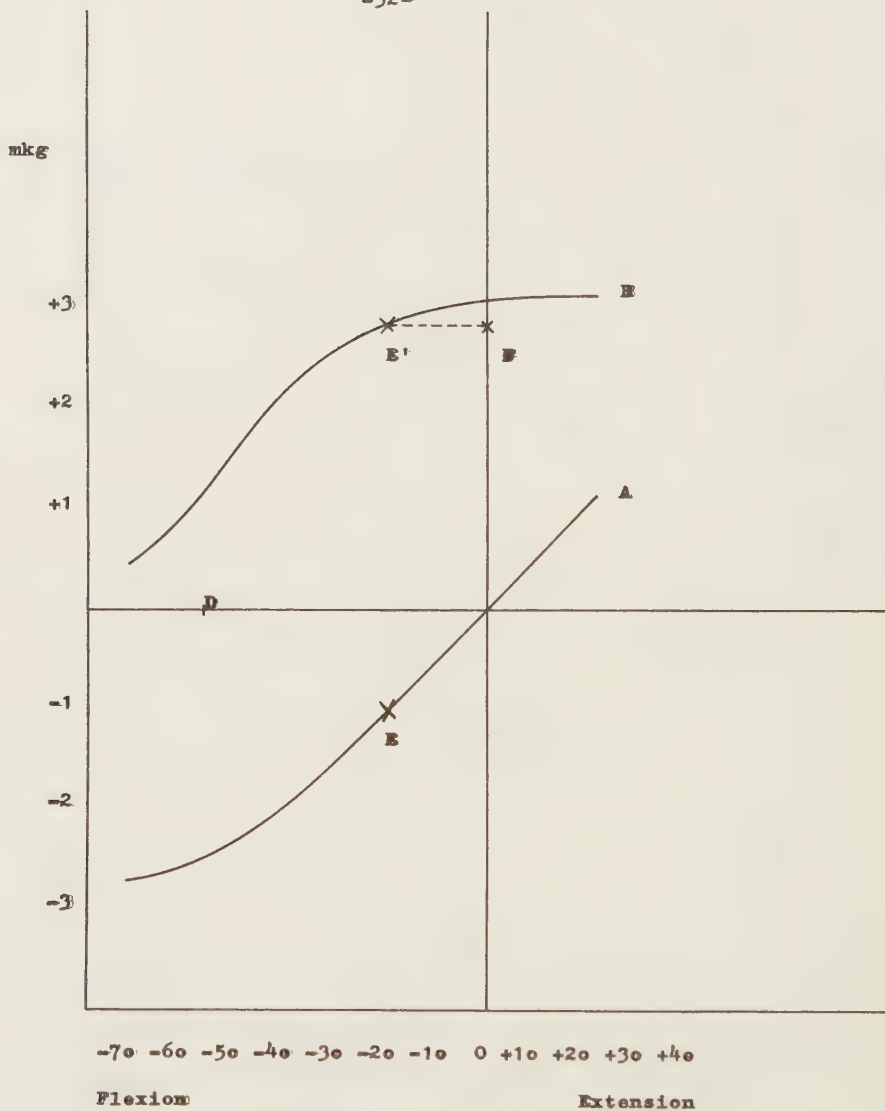


Abb. 4: Streckende Momente für Grundstellung 3c  
(Adduktion = 0°)

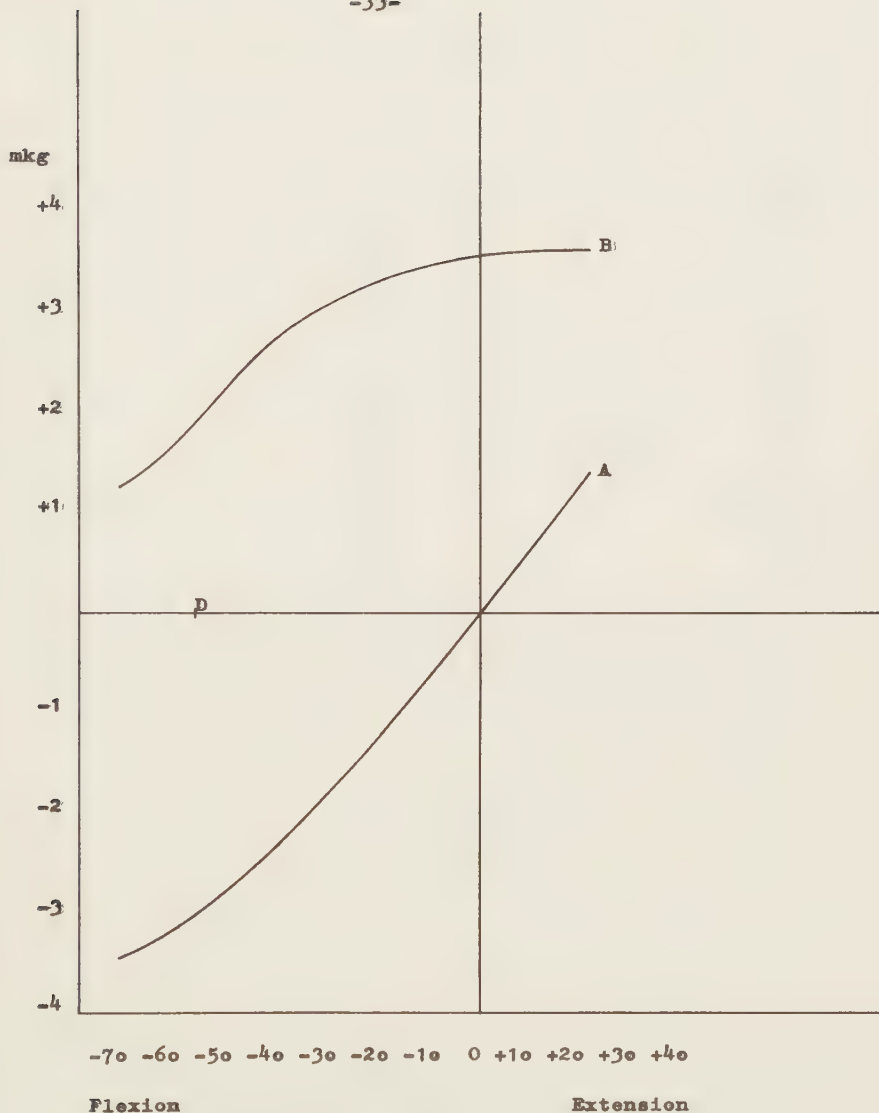


Abb.5: Streckende Momente für Grundstellung 3f  
(Abduktion = 20°)

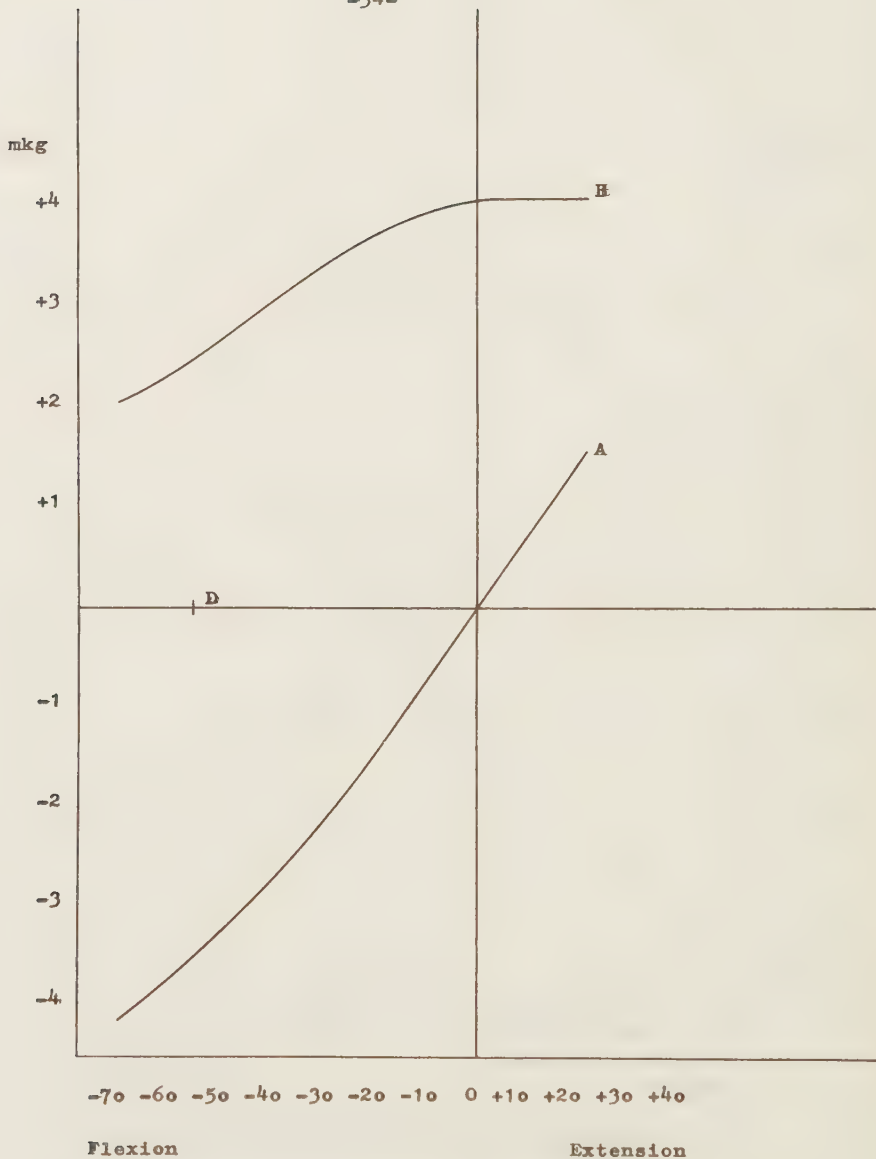


Abb.6: Streckende Momente für Grundstellung 3h  
(Abduktion = 40°)

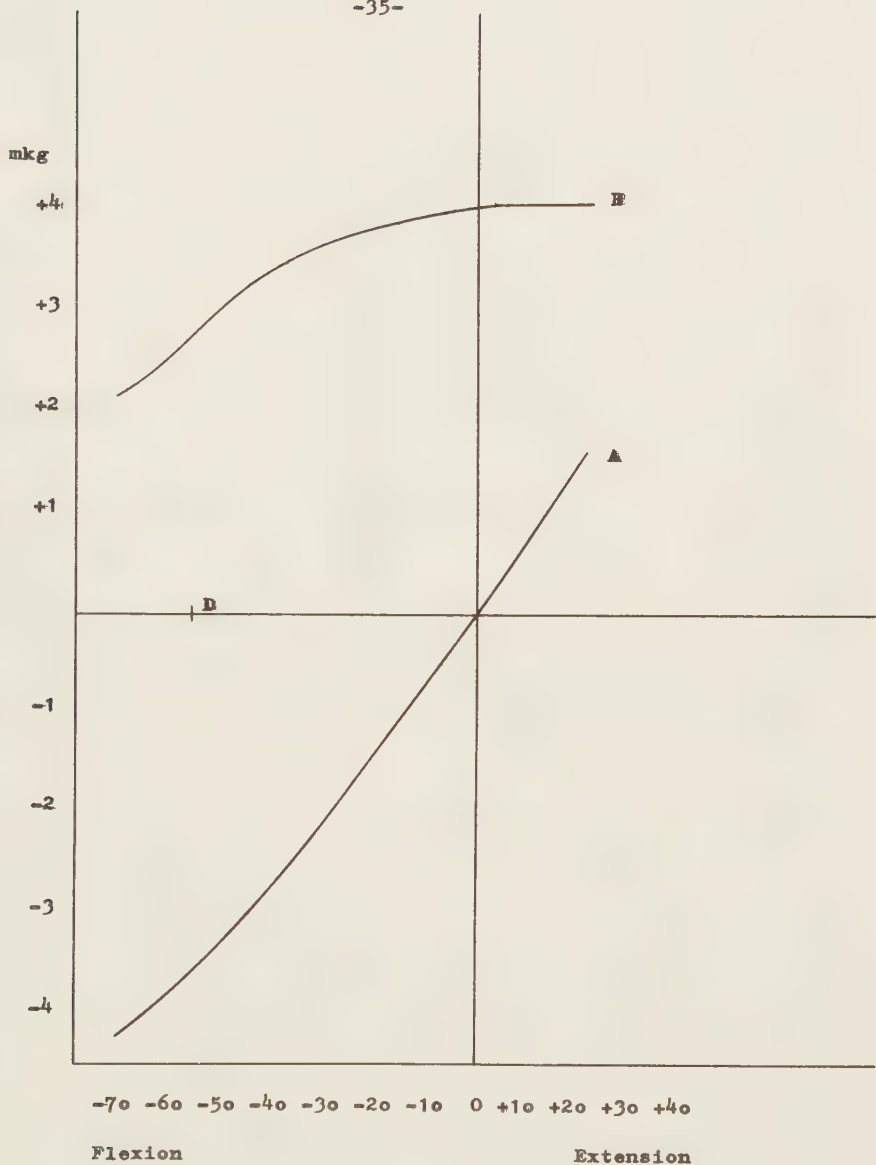


Abb.7: Streckende Momente für Grundstellung 31  
(Abduktion = 50°)

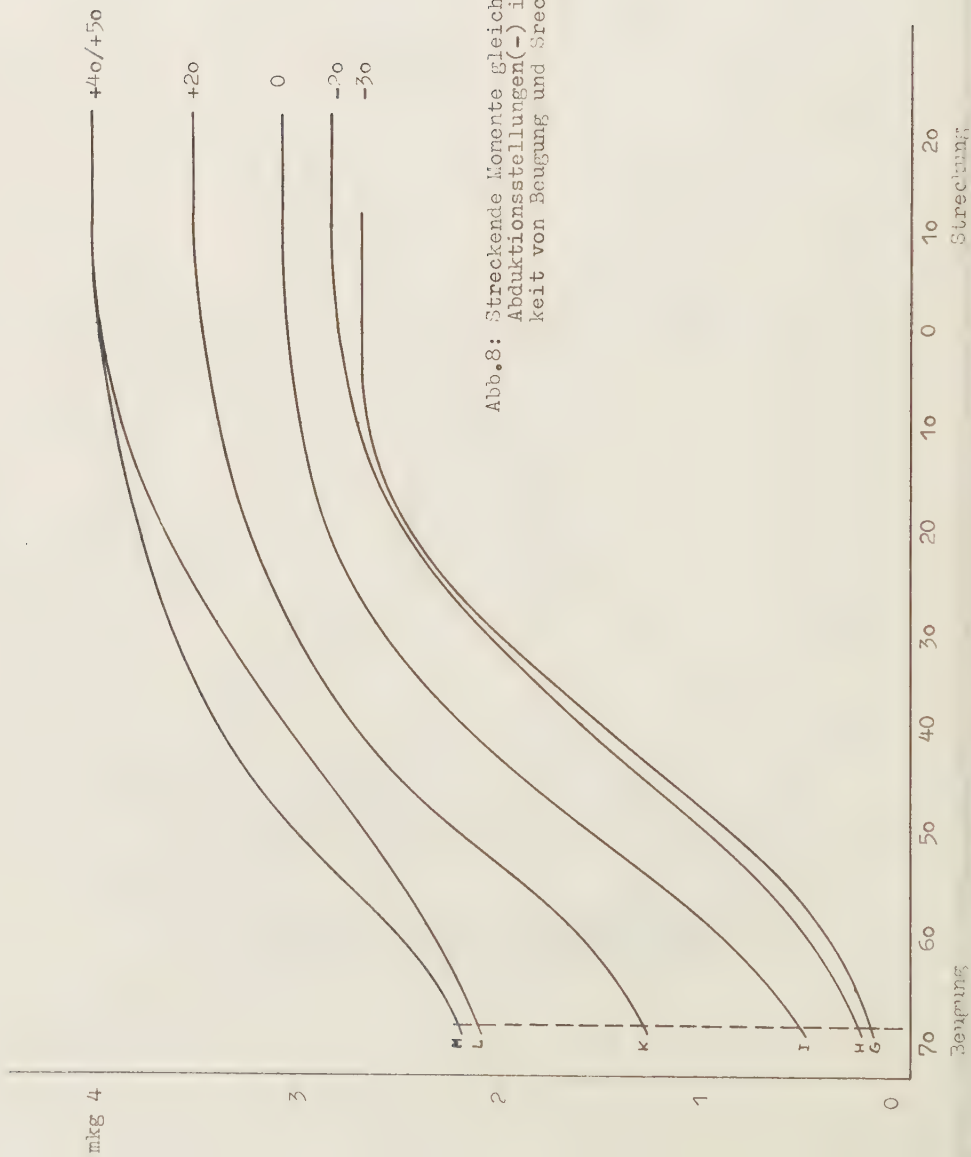


Abb.8: Streckende Momente gleicher  $Ad-(+)$ ,  
 Abduktionsstellungen  $(-)$  in Abhängig-  
 keit von Beugung und Streckung

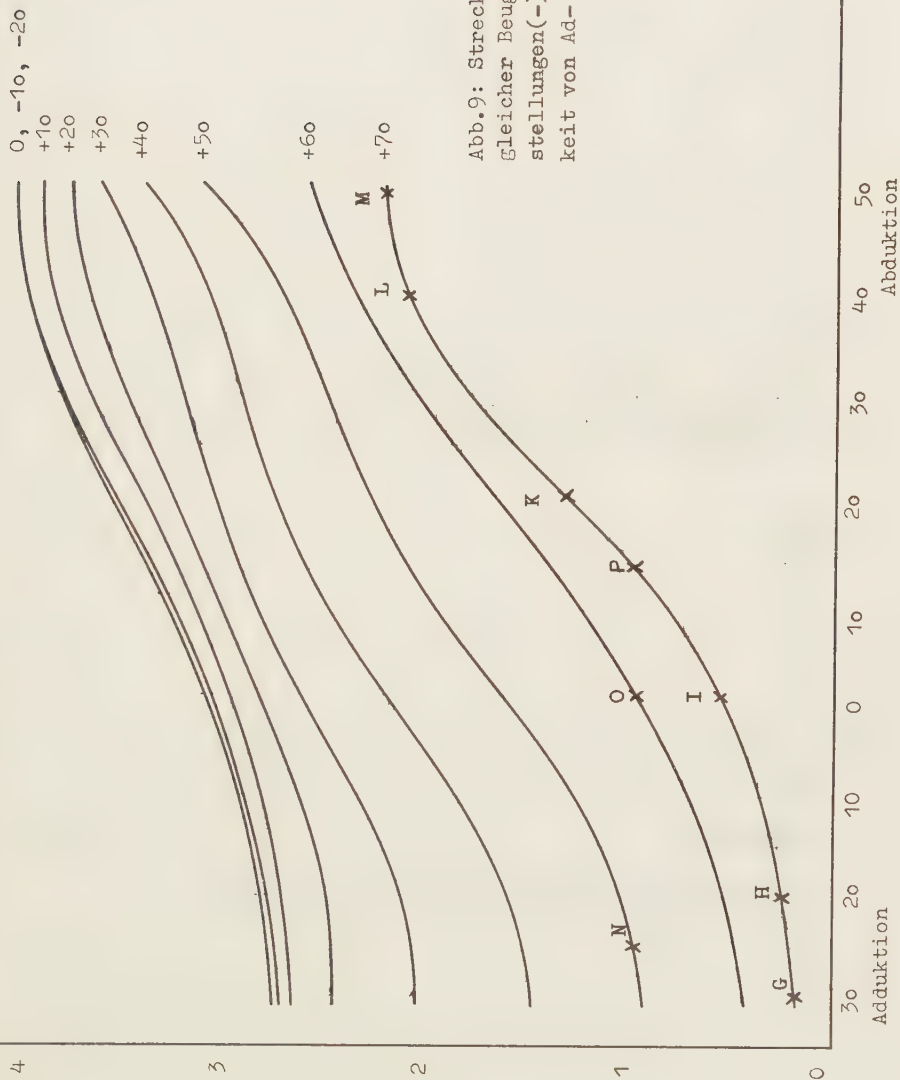


Abb. 9: Streckende Momente  
Gleicher Beuge-(+), Streck-  
stellungen(-) in Abhängig-  
keit von Ad- und Abduktion

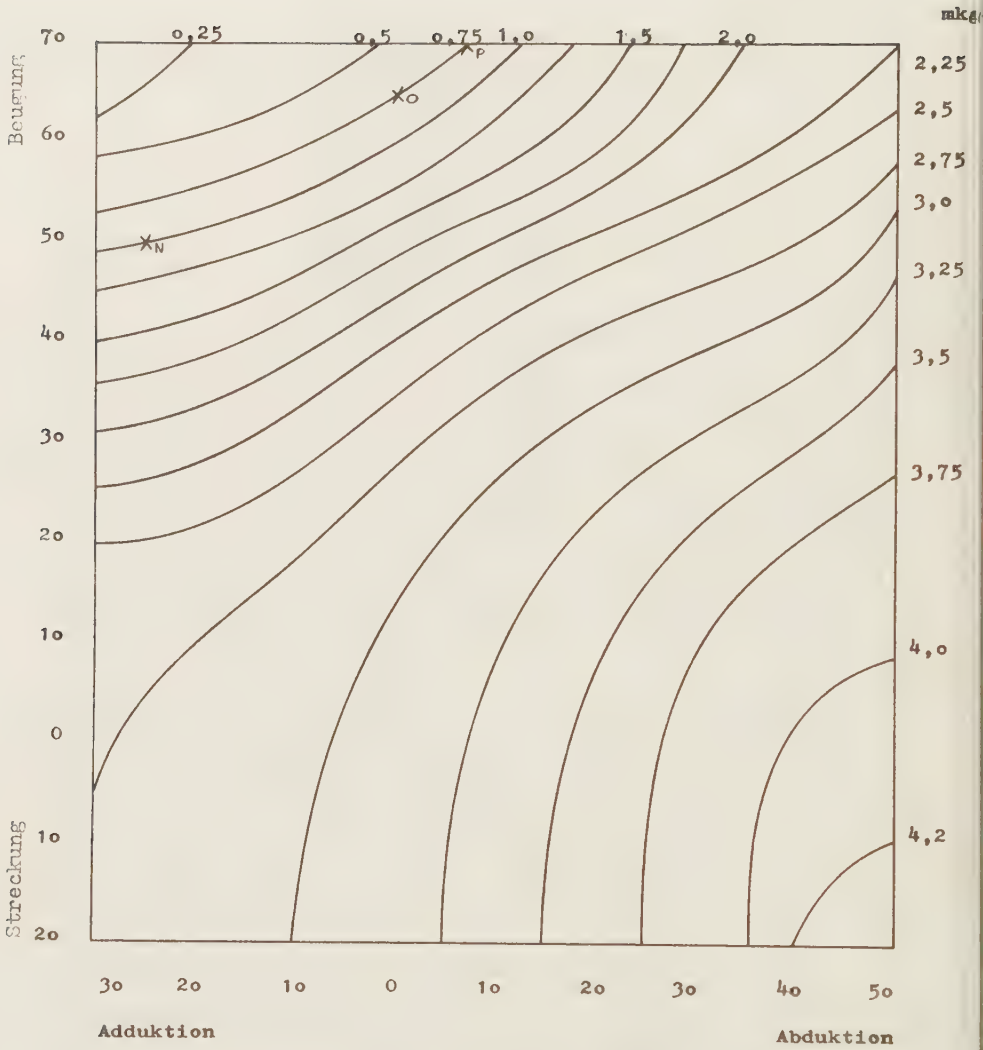


Abb. 10: Momentenhügel der streckenden Momente

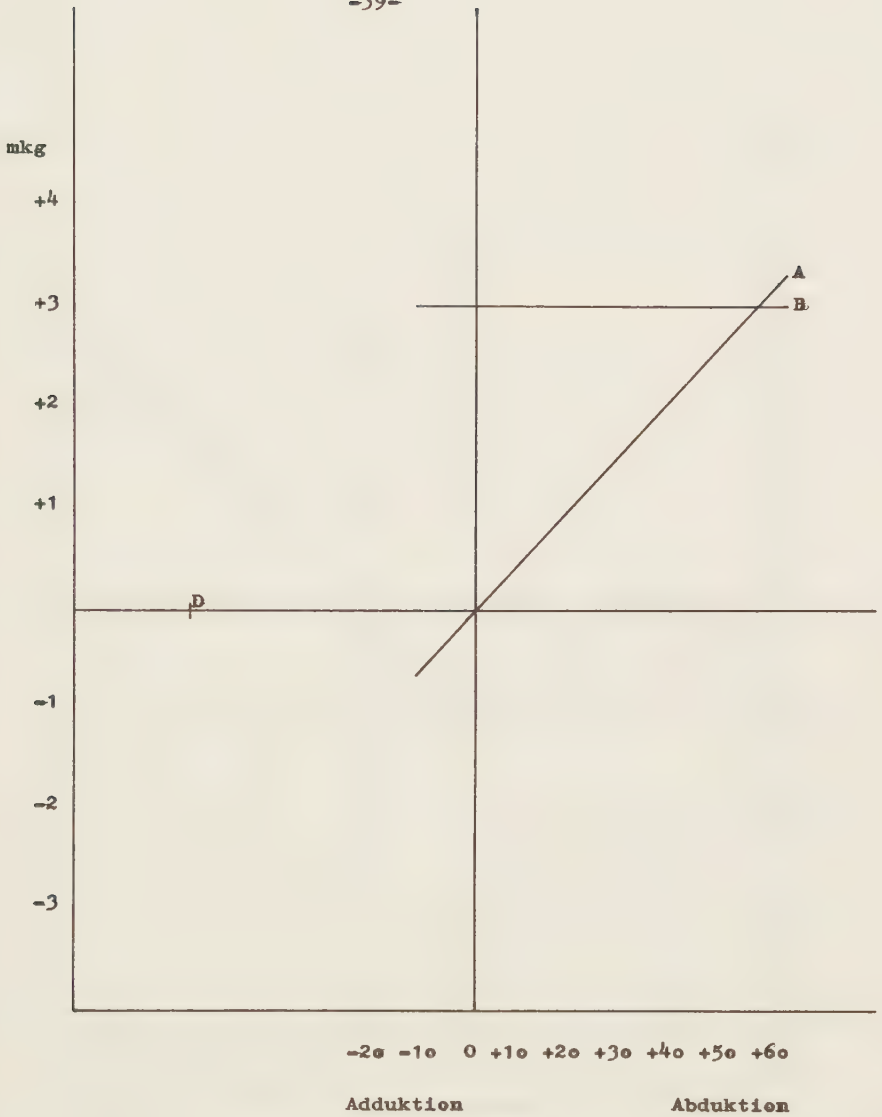


Abb.11: Abduzierende Momente für Grundstellung 1  
(Streckung= 10°)

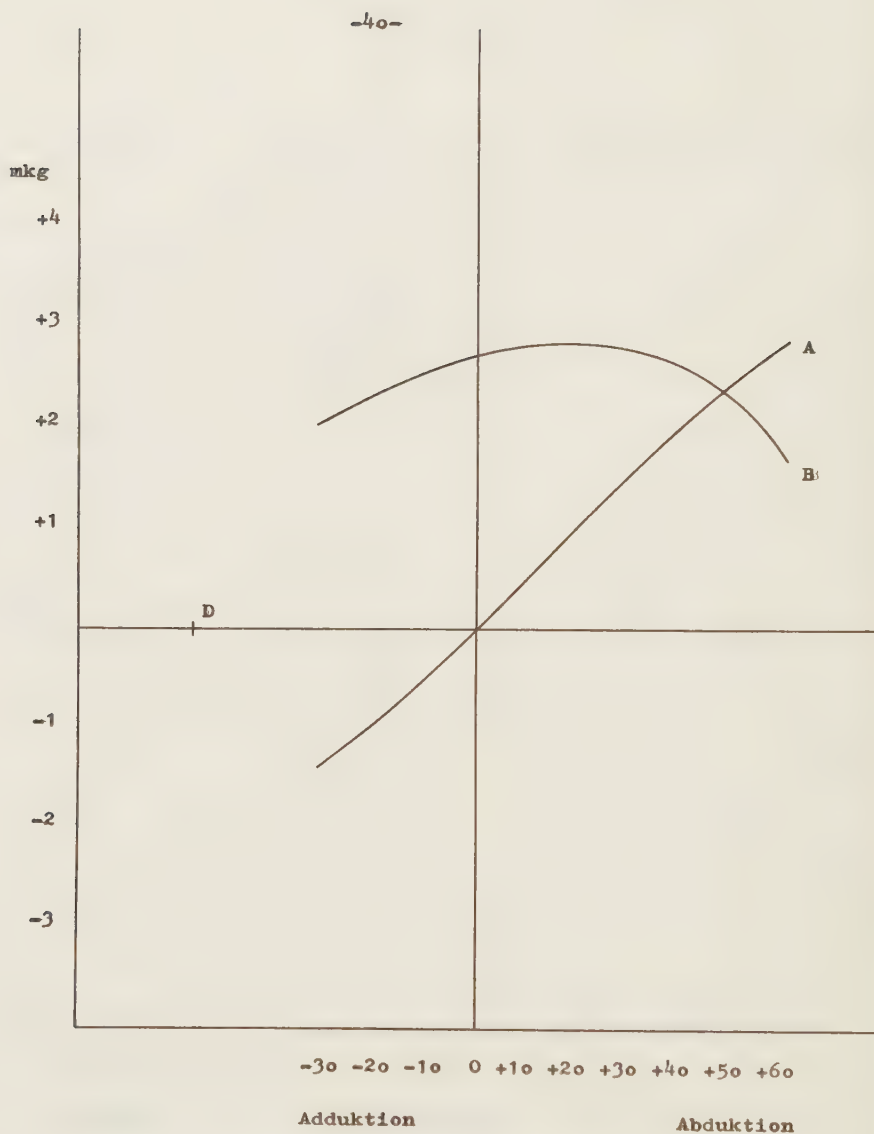


Abb12: Abduzierende Momente für Grundstellung 2  
(Streckung =  $10^{\circ}$ )

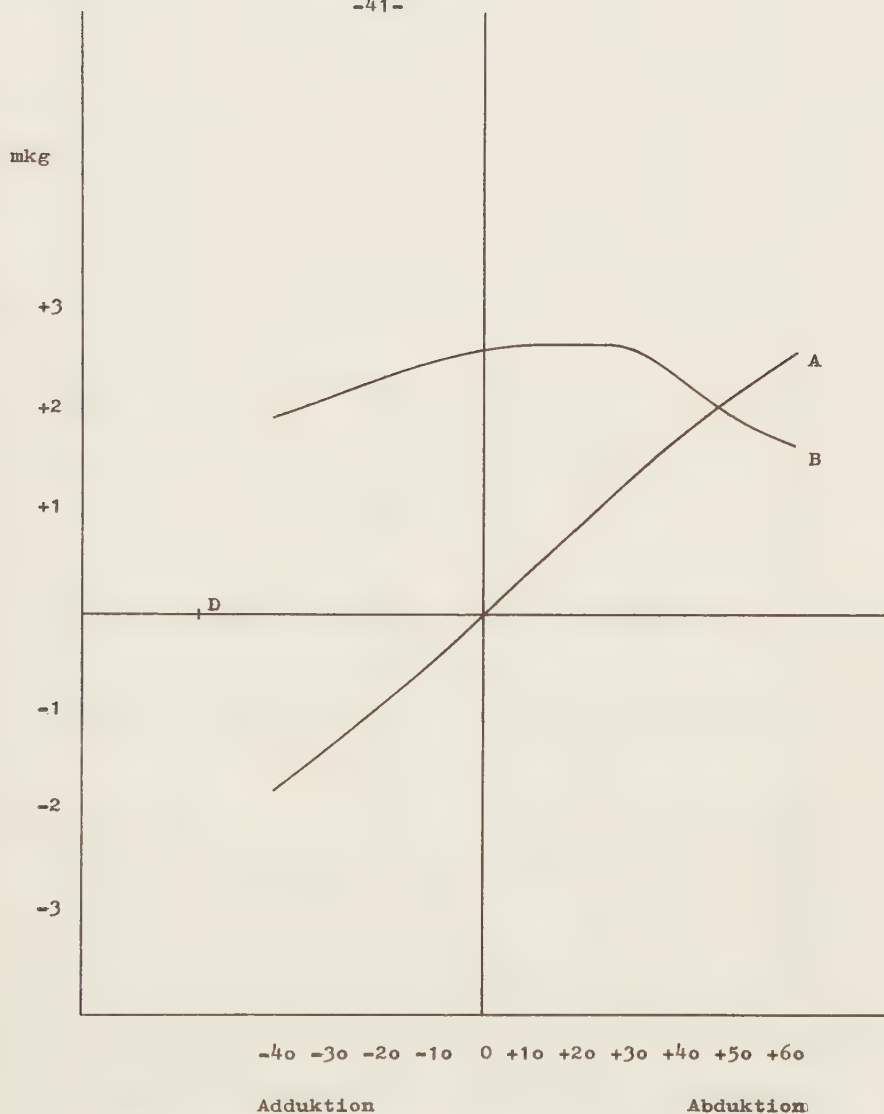


Abb.13: Abduzierende Momente für Grundstellung 3d  
(Streckung = 0°)

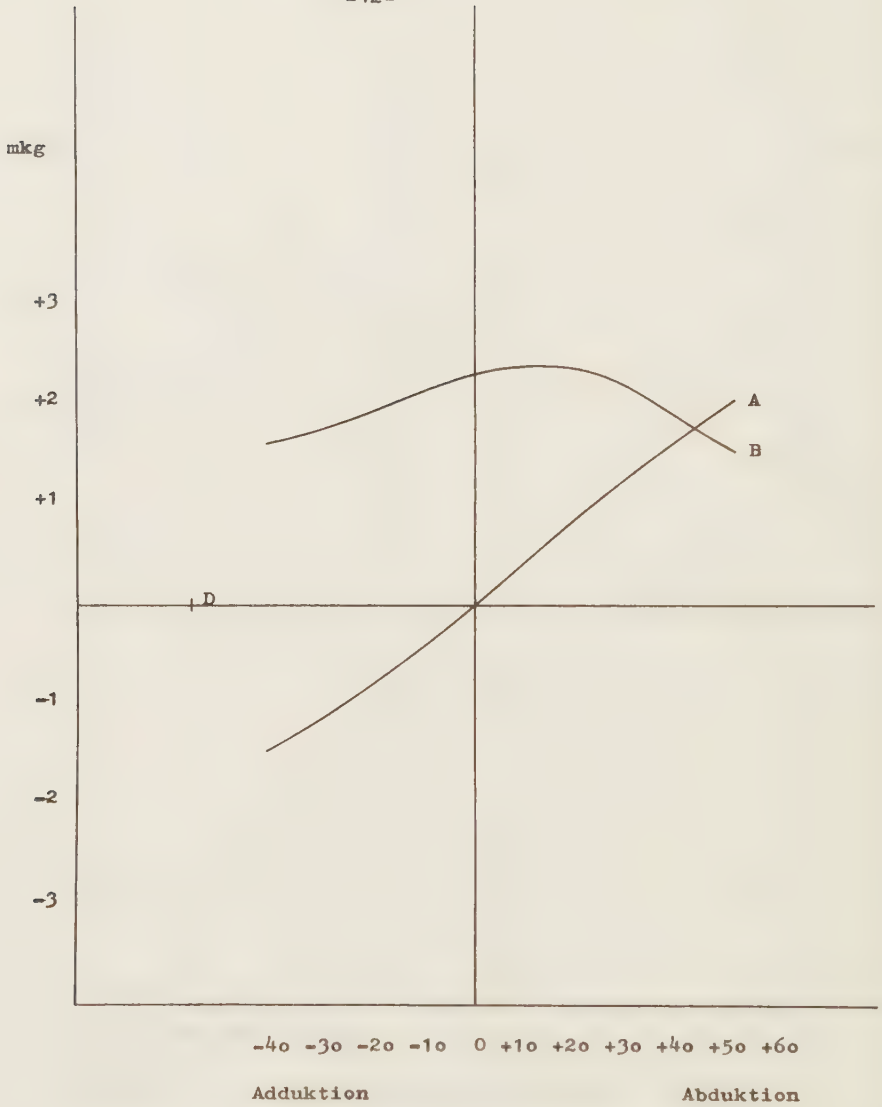


Abb.14: Abduzierende Momente für Grundstellung 4  
(Beugung = 20°)

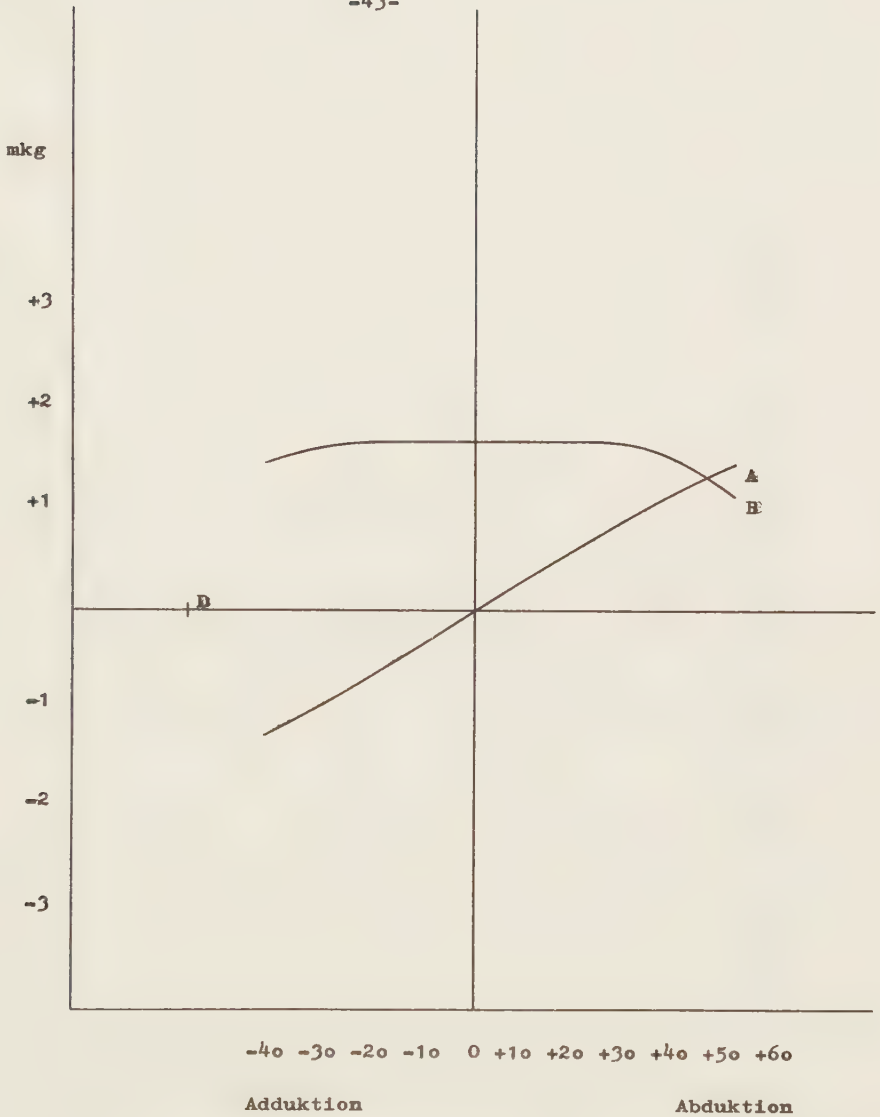


Abb.15: Abduzierende Momente für Grundstellung 5b  
(Beugung =  $40^\circ$ )

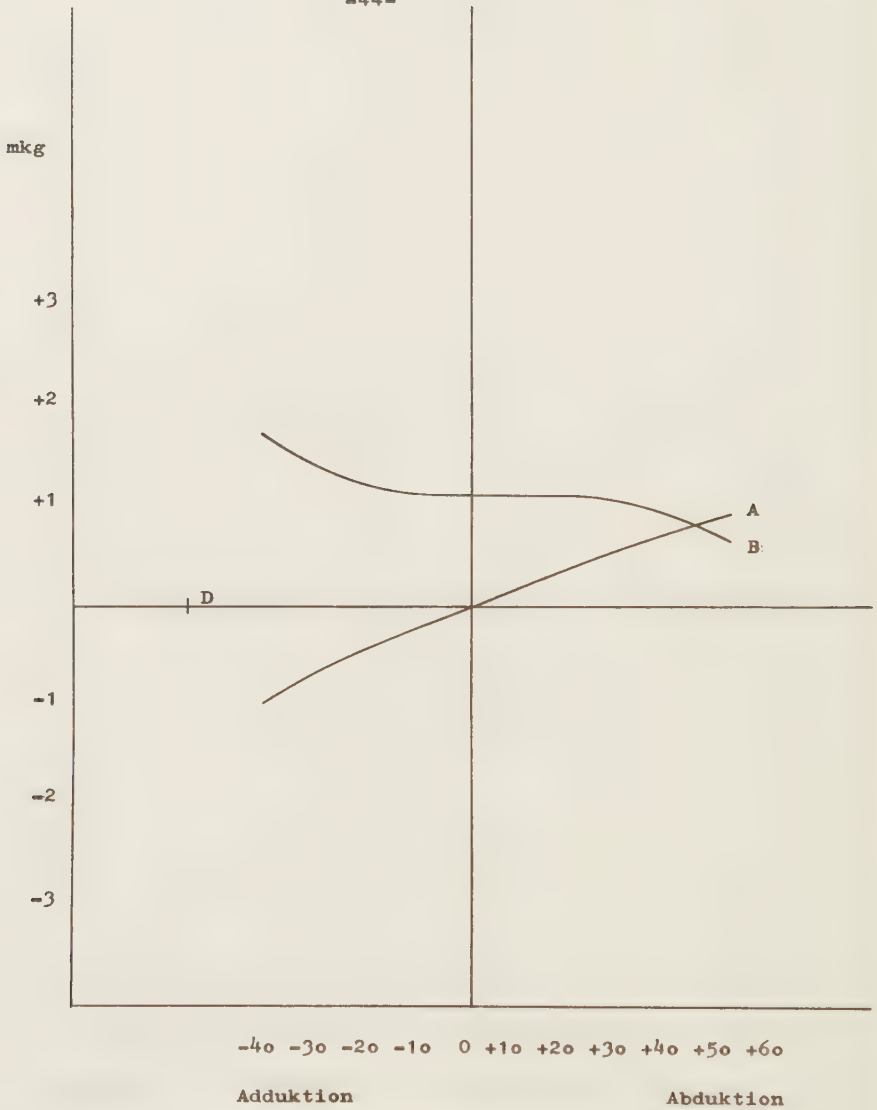


Abb.16: Abduzierende Momente für Grundstellung 6  
( $\text{B} \text{ eugung} = 60^\circ$ )

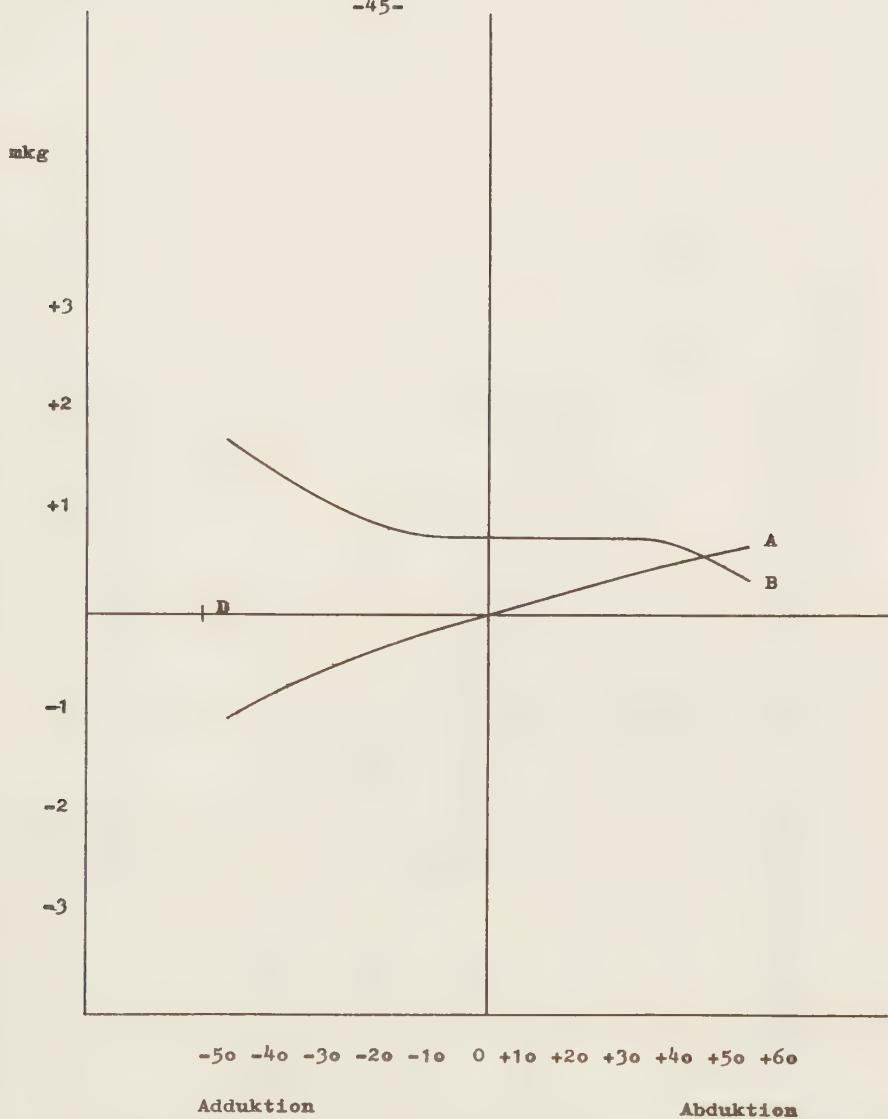


Abb.17: Abduzierende Momente für Grundstellung 7  
(Beugnung =  $70^{\circ}$ )

Abb. 18: Advanzierende Komete gleicher Neure-(+), Streckstellungen(-)  
in Abhängigkeit von Ad-, Abduktion

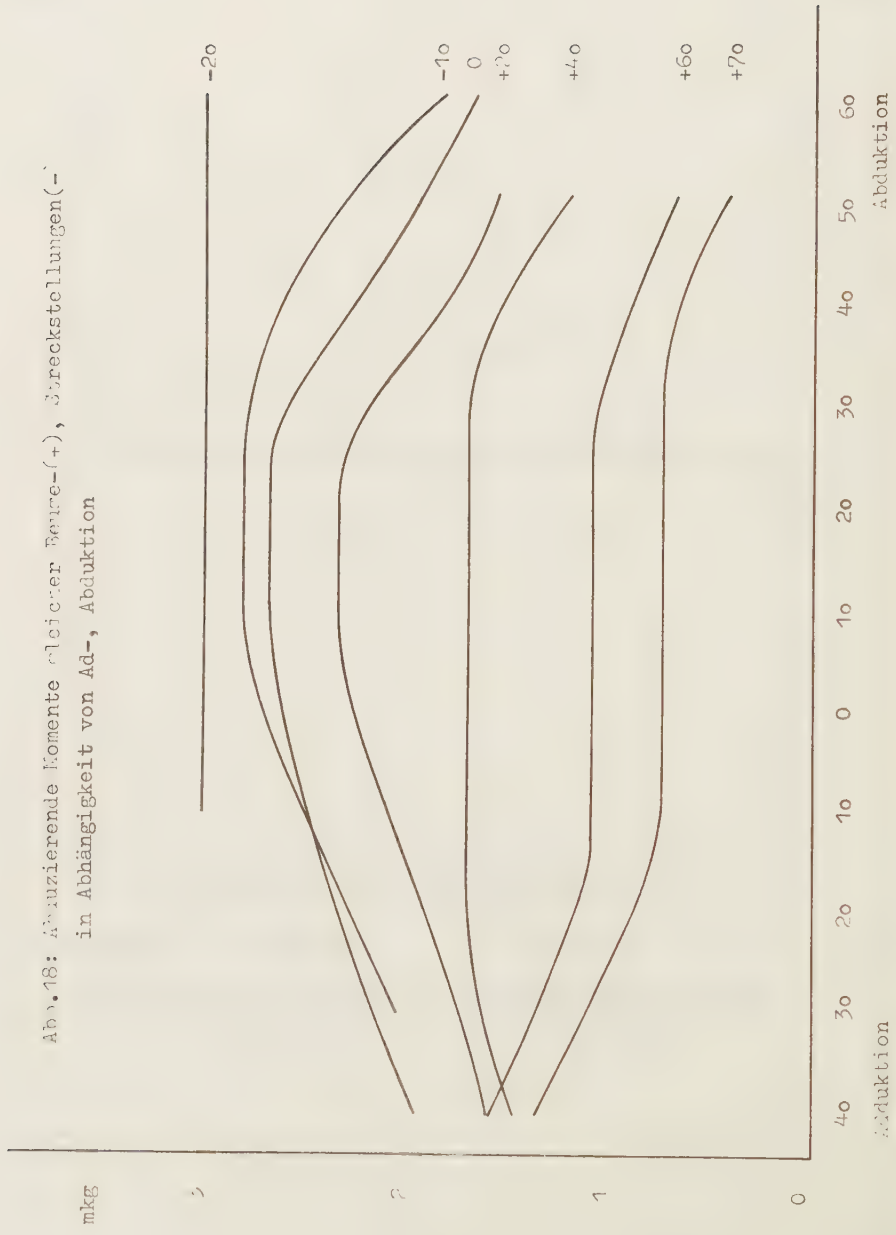


Abb. 19: Abduzierende Momente gleicher Ad-(-), Abduktionsstellungen(+) in Abhängigkeit von Beugung und Streckung

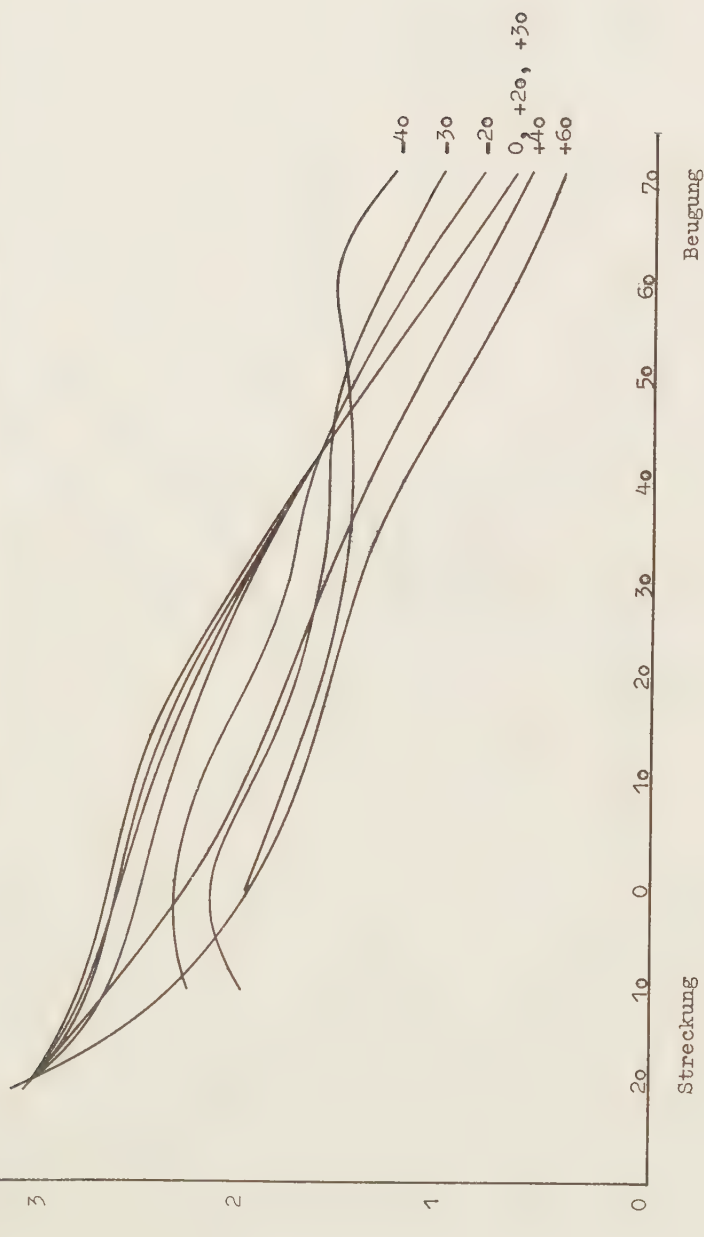
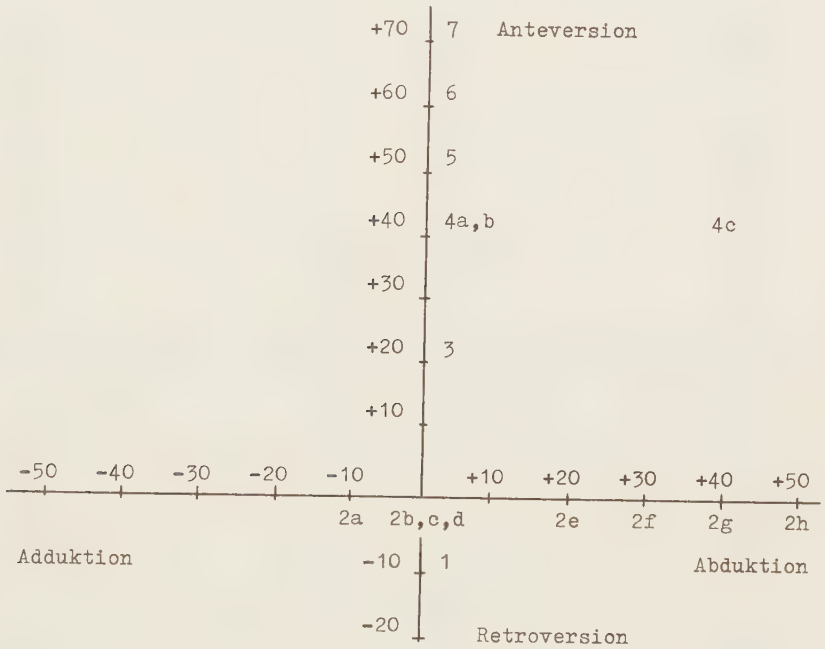




Abb. 20: Momenten-  
hügel der ab-  
duzierenden  
Momente

Abb. 21 Lage der Meßpunkte, in denen die Muskelfunktion nach der Abstützungsosteotomie überprüft wurde



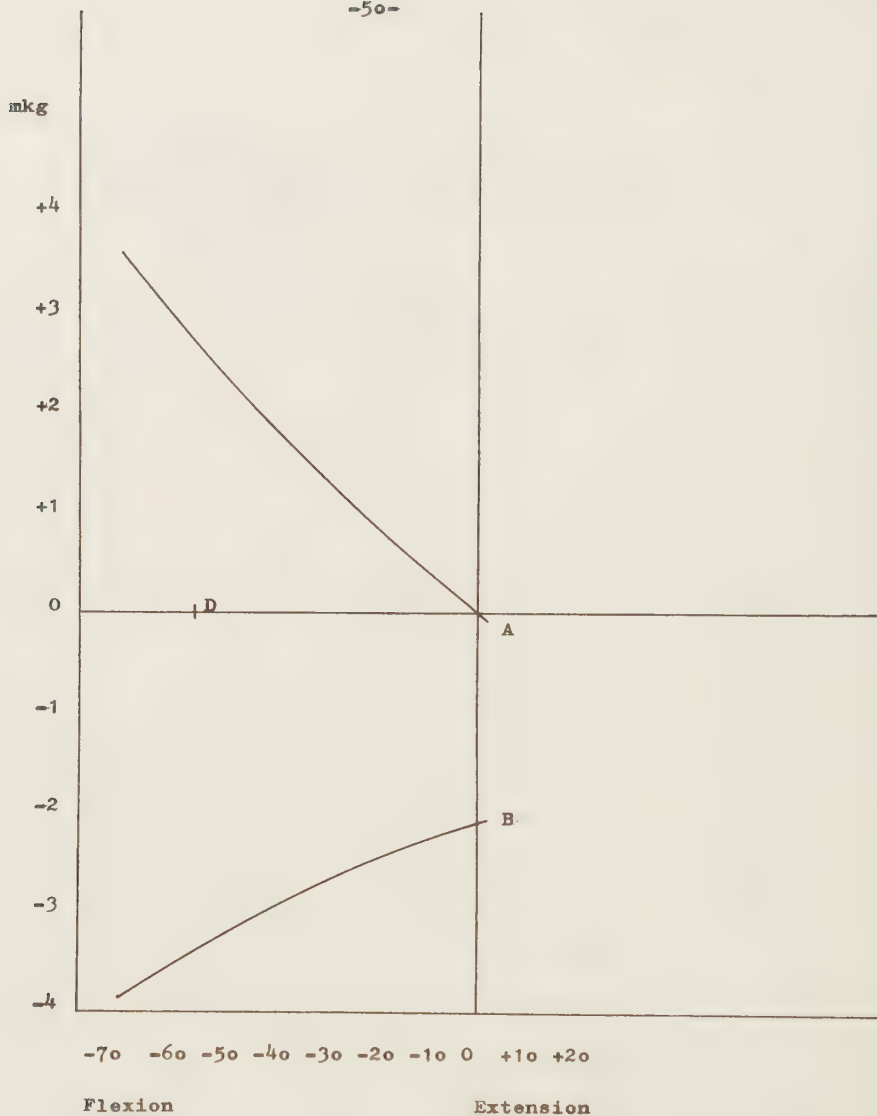


Abb.22: Beugende Momente für Grundstellung 2a  
(Adduktion =  $10^{\circ}$ )

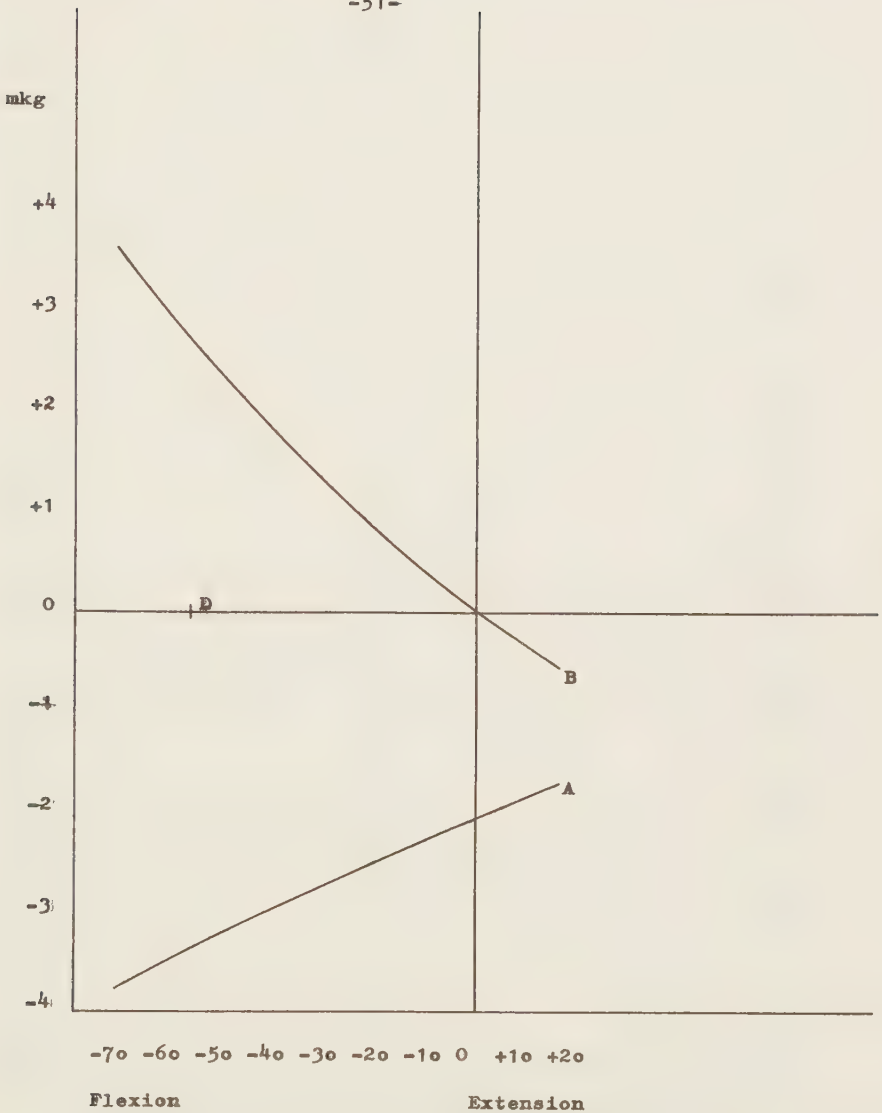


Abb.23: Beugende Momente für Grundstellung 2c  
(Adduktion = 0°)

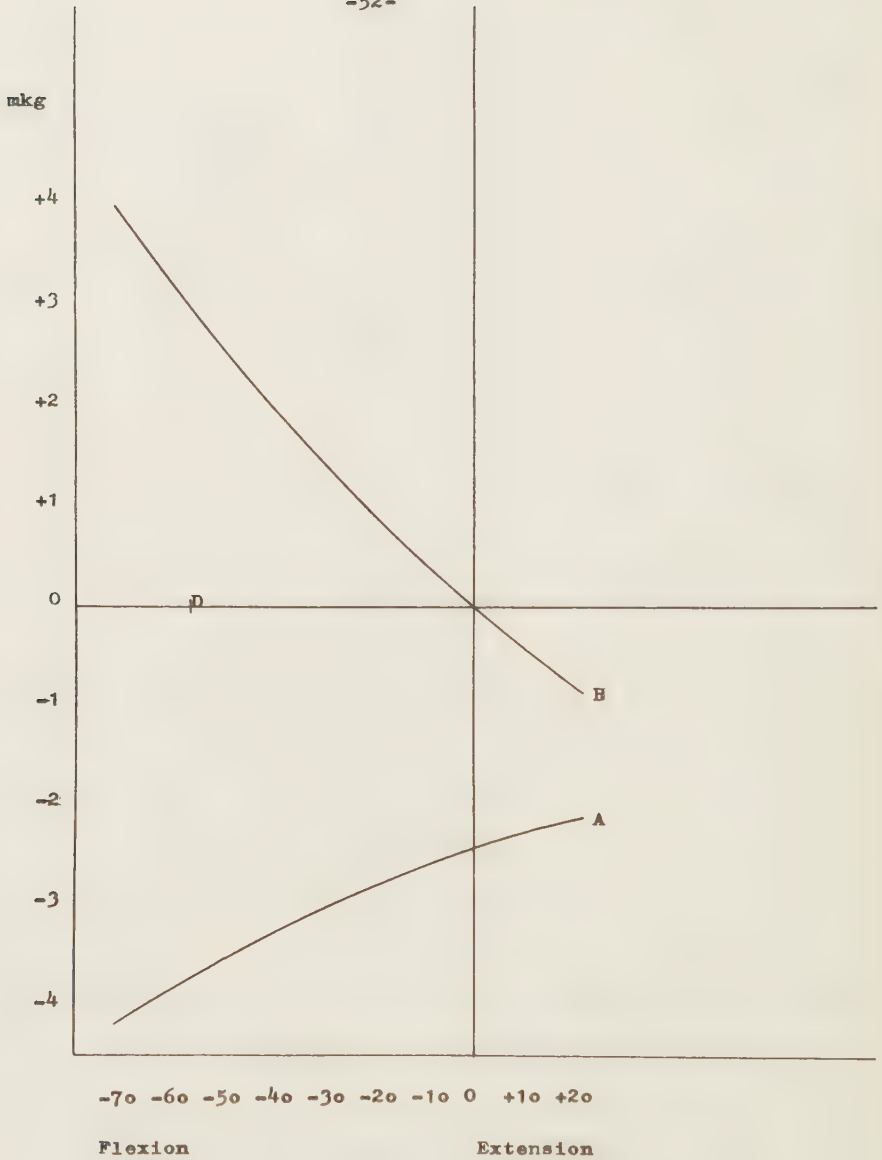


Abb.24: Beugende Momente für Grundstellung 2e  
(Abduktion = 20°)

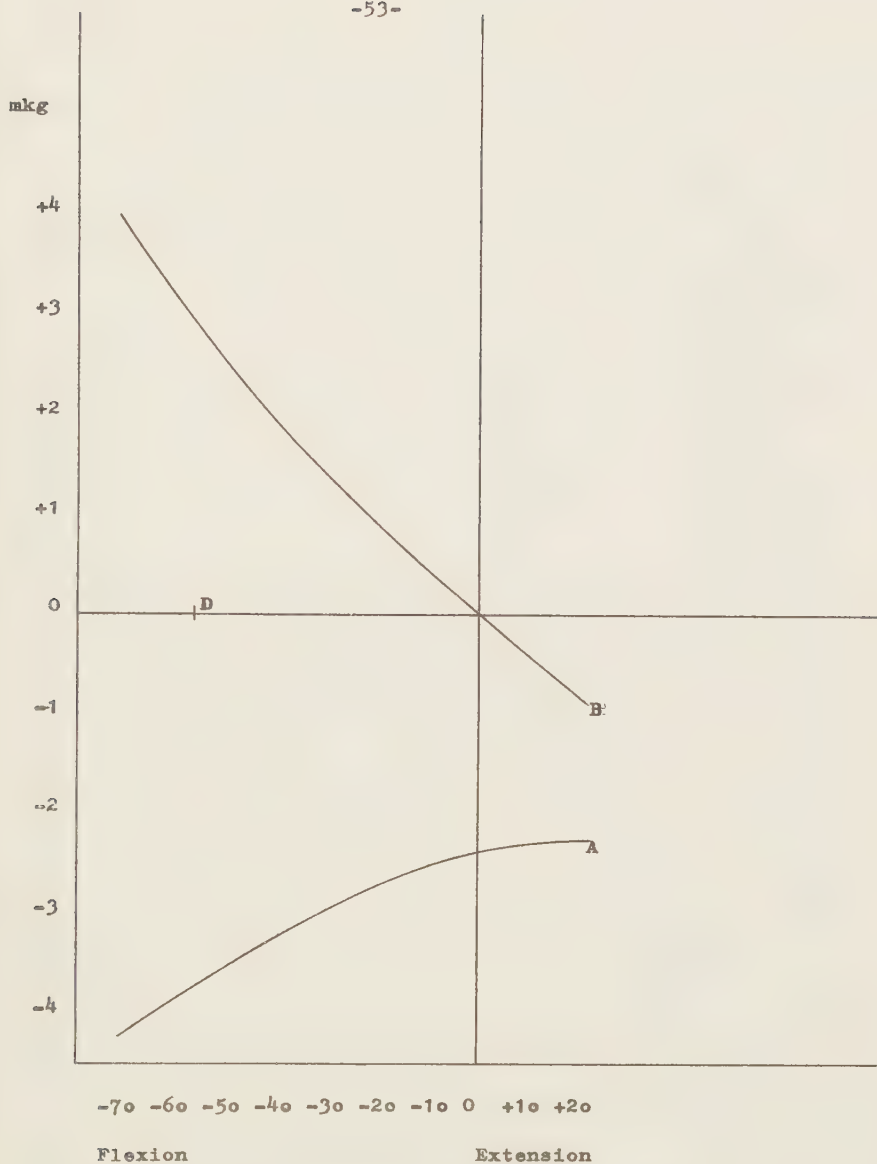


Abb.25: Beugende Momente für Grundstellung 2g  
(Abduktion = 40°)

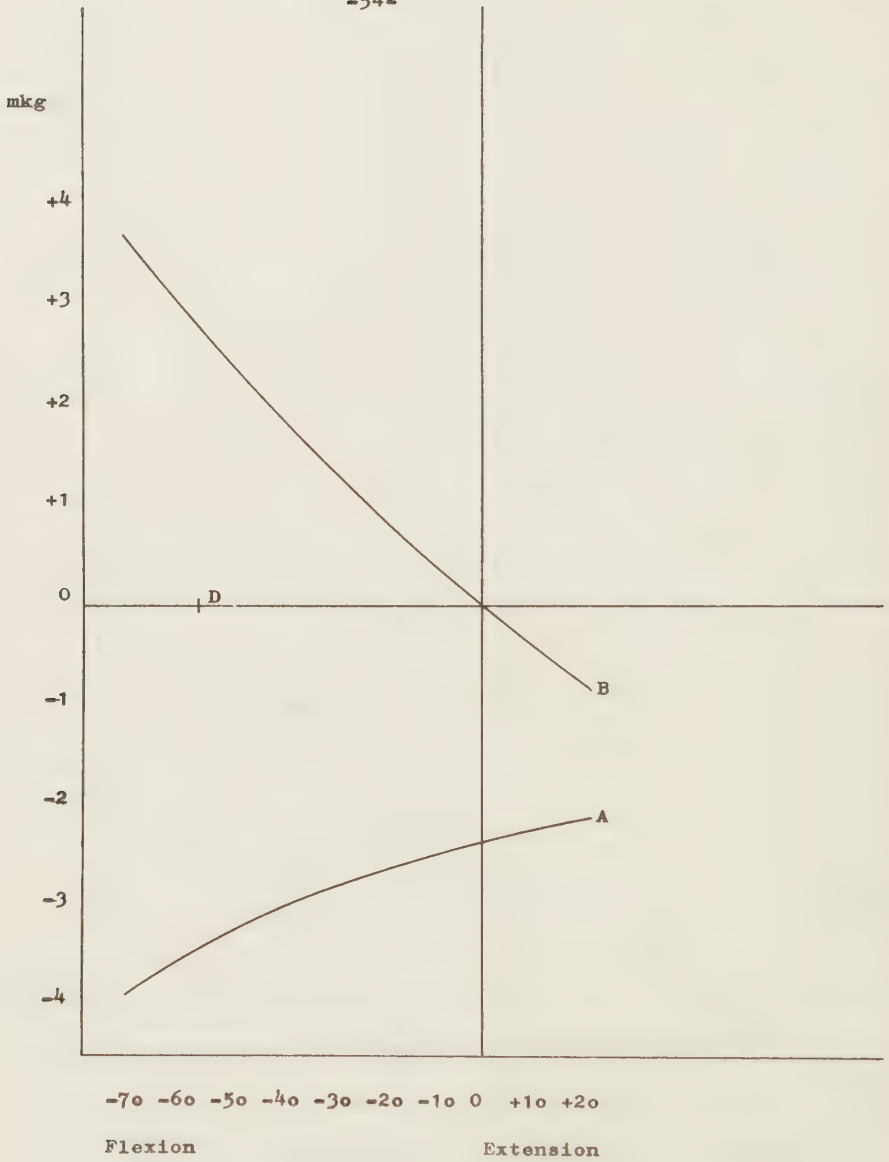


Abb.26: Beugende Momente für Grundstellung 2h  
(Abduktion =  $50^{\circ}$ )

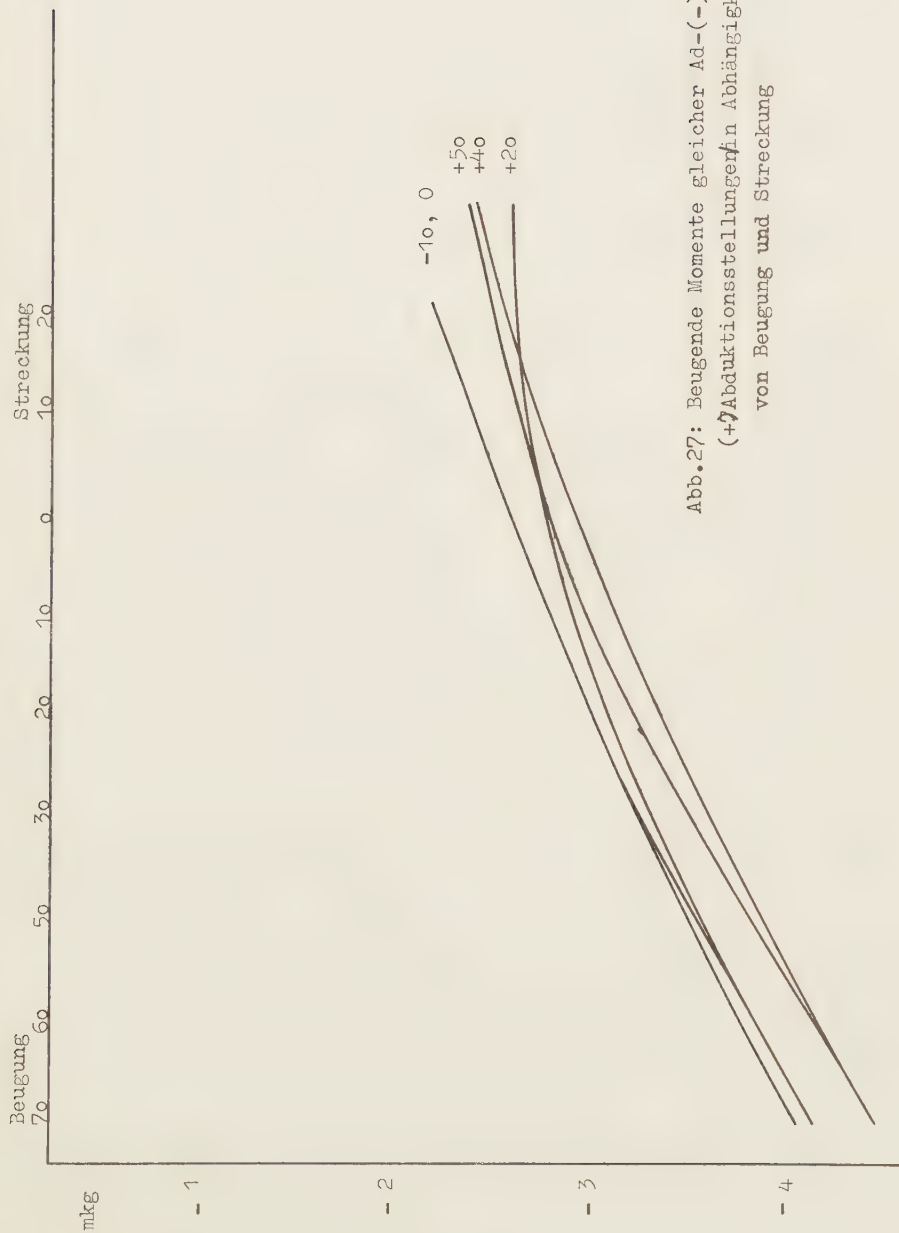


Abb. 27: Beugende Momente gleicher Ad-(-),  
(+Abduktionsstellungen) in Abhängigkeit  
von Beugung und Streckung

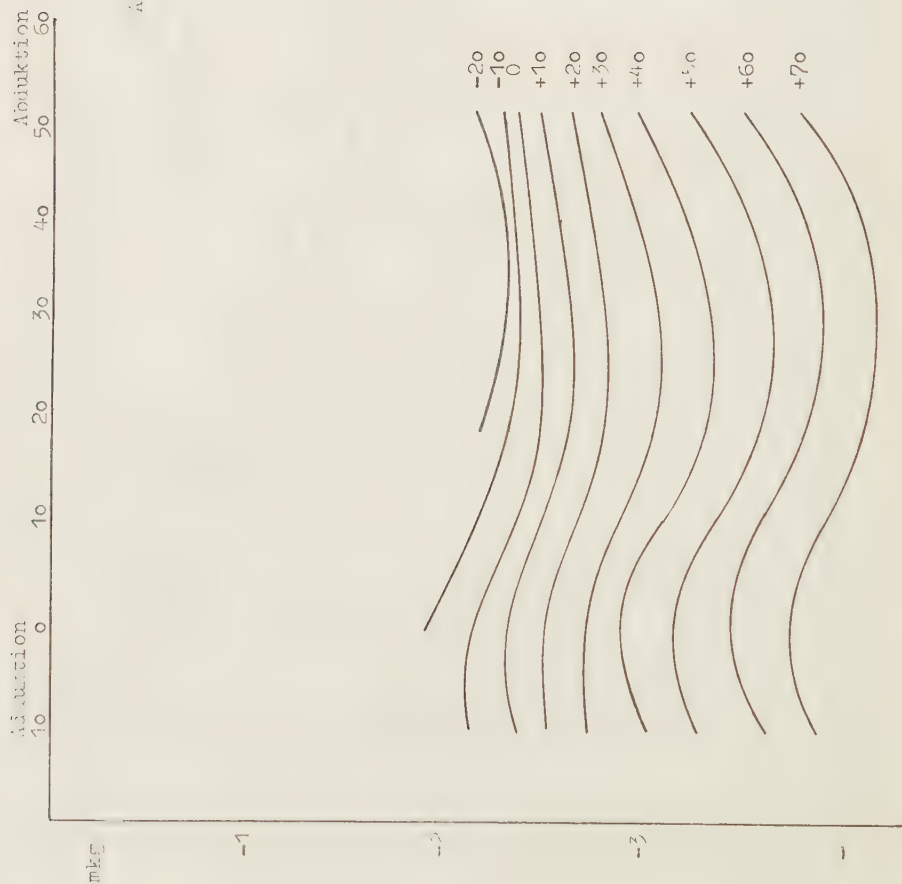


Abb. 28: Beugende Komponente gleicher  
 Beuge-(+), Streckstellungen  
 (-) in Abhängigkeit von  
 Ad- und Abduktion

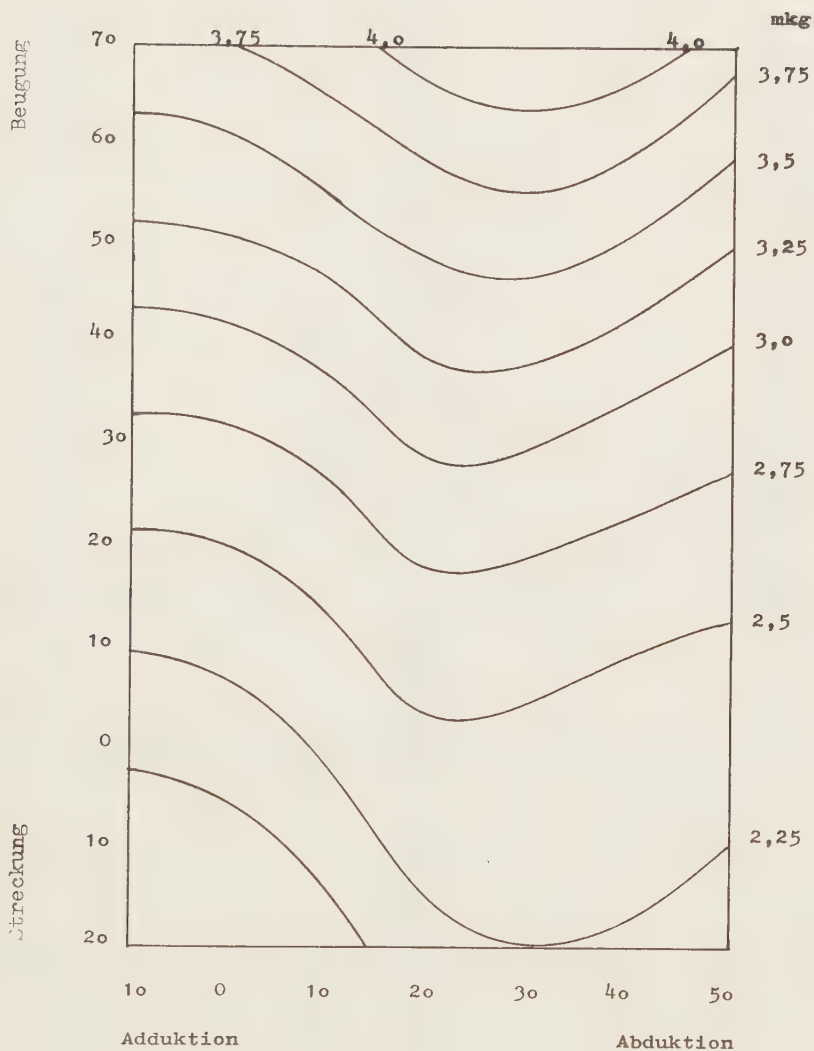
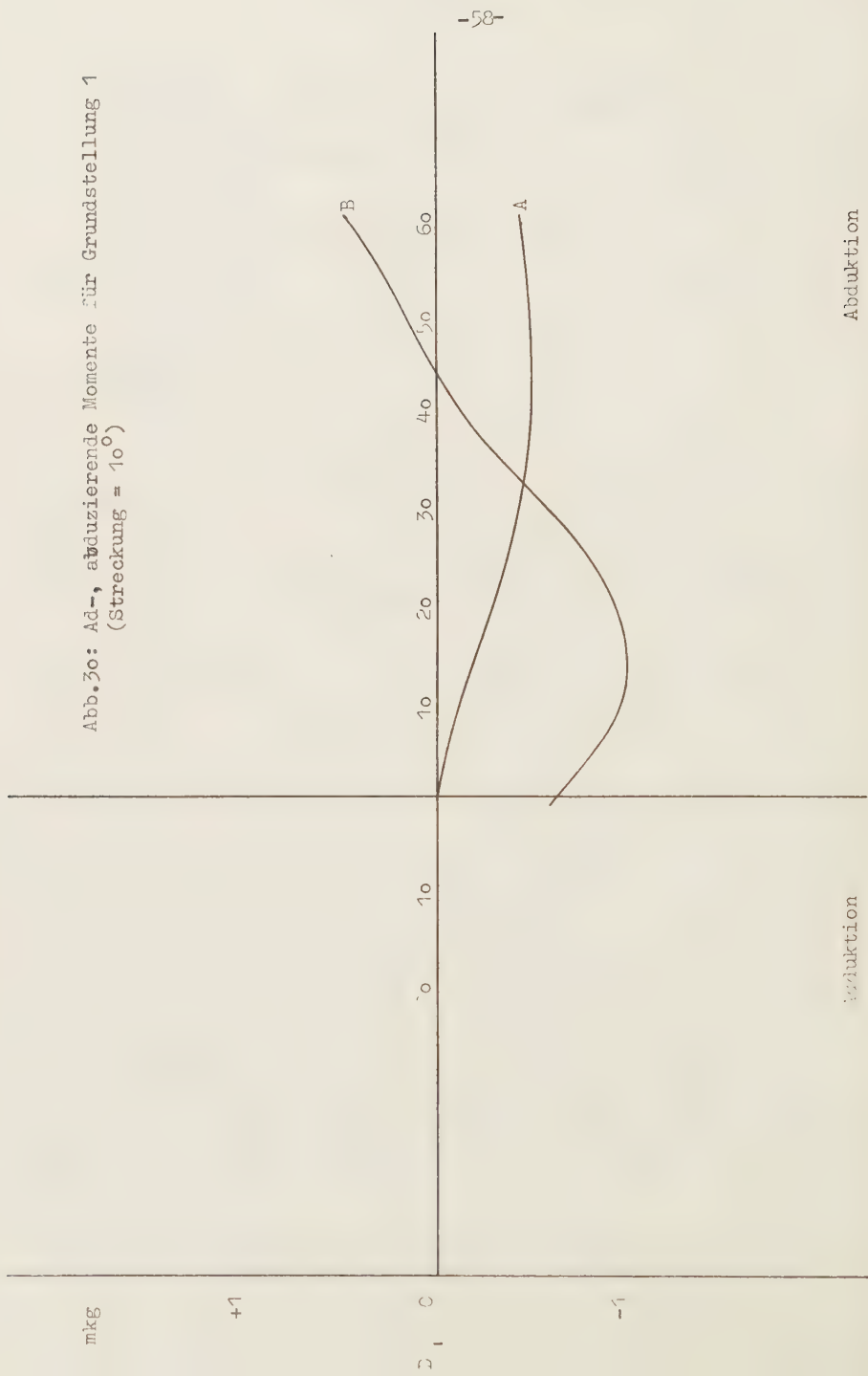


Abb.29: Momentenhügel der beugenden Momente

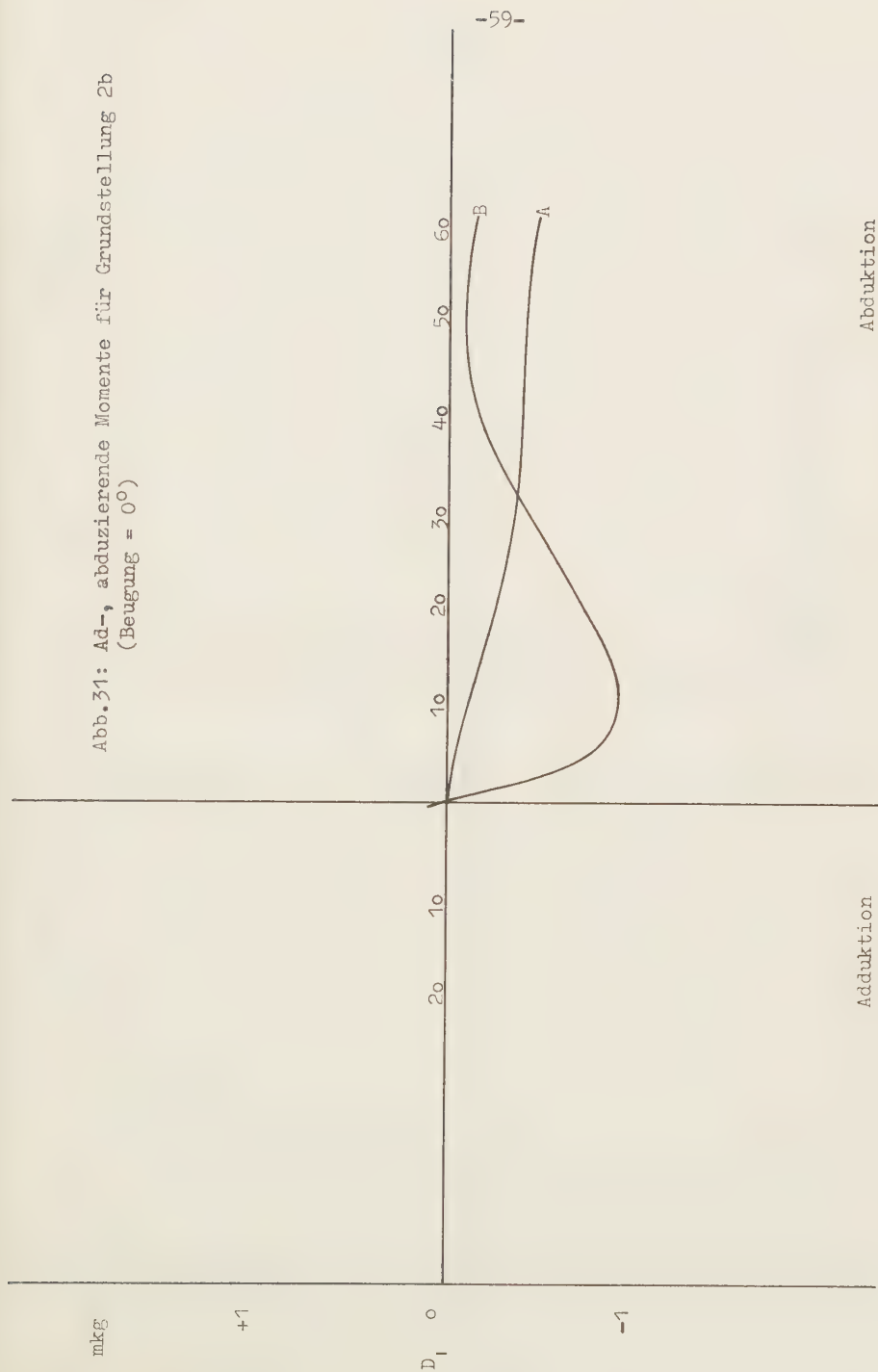
Abb. 30: Ad-, adduzierende Momente für Grundstellung 1  
(Streckung = 10°)



Abduktion

Abduktion

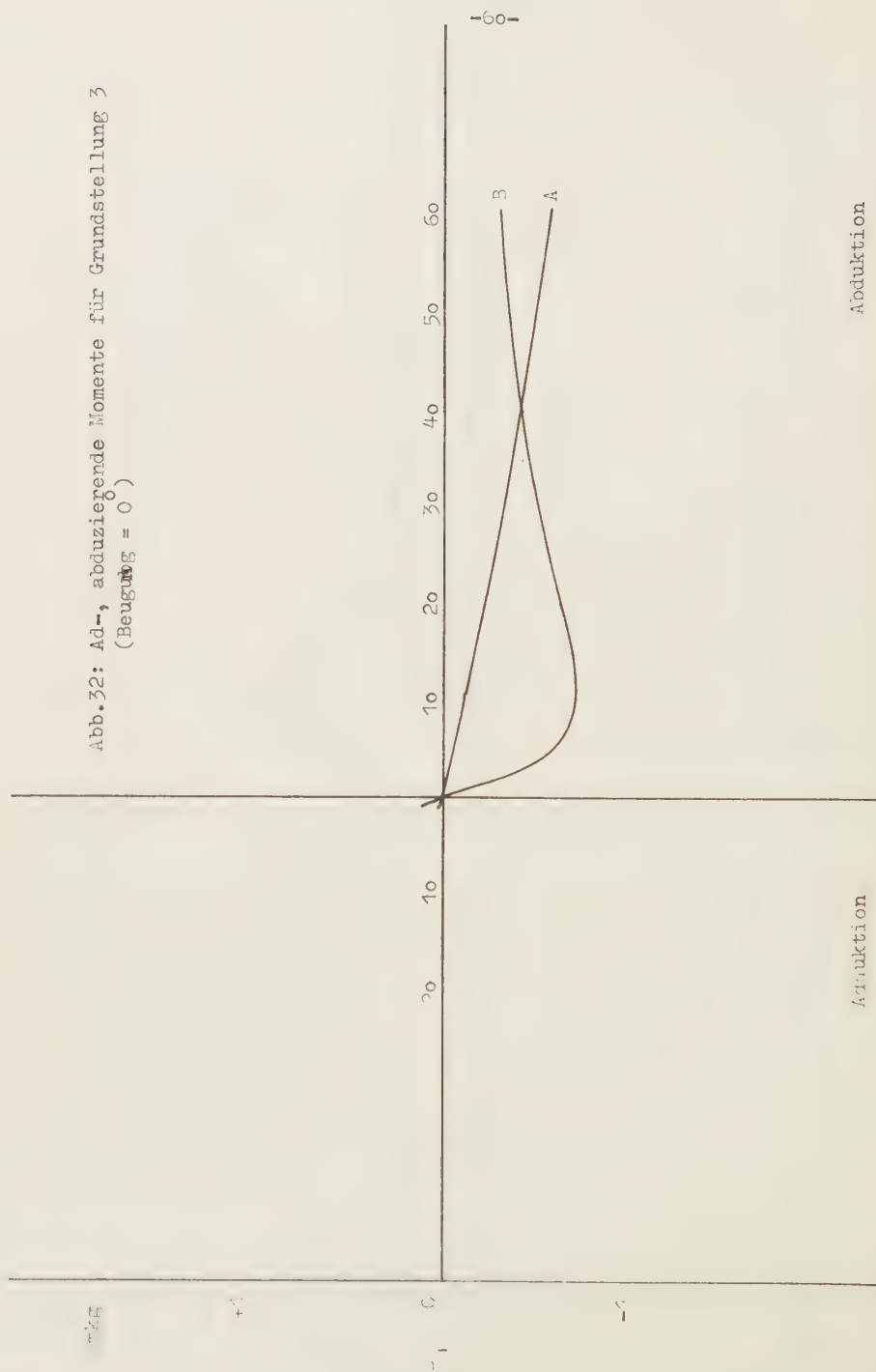
Abb. 31: Ad-, abduzierende Momente für Grundstellung 2b  
(Beugung =  $0^{\circ}$ )



Abduktion

Adduktion

Abb. 32: Ad-, abduzierende Momente für Grundstellung 3  
(Beugung = 0)



Abduktion

Abduktion

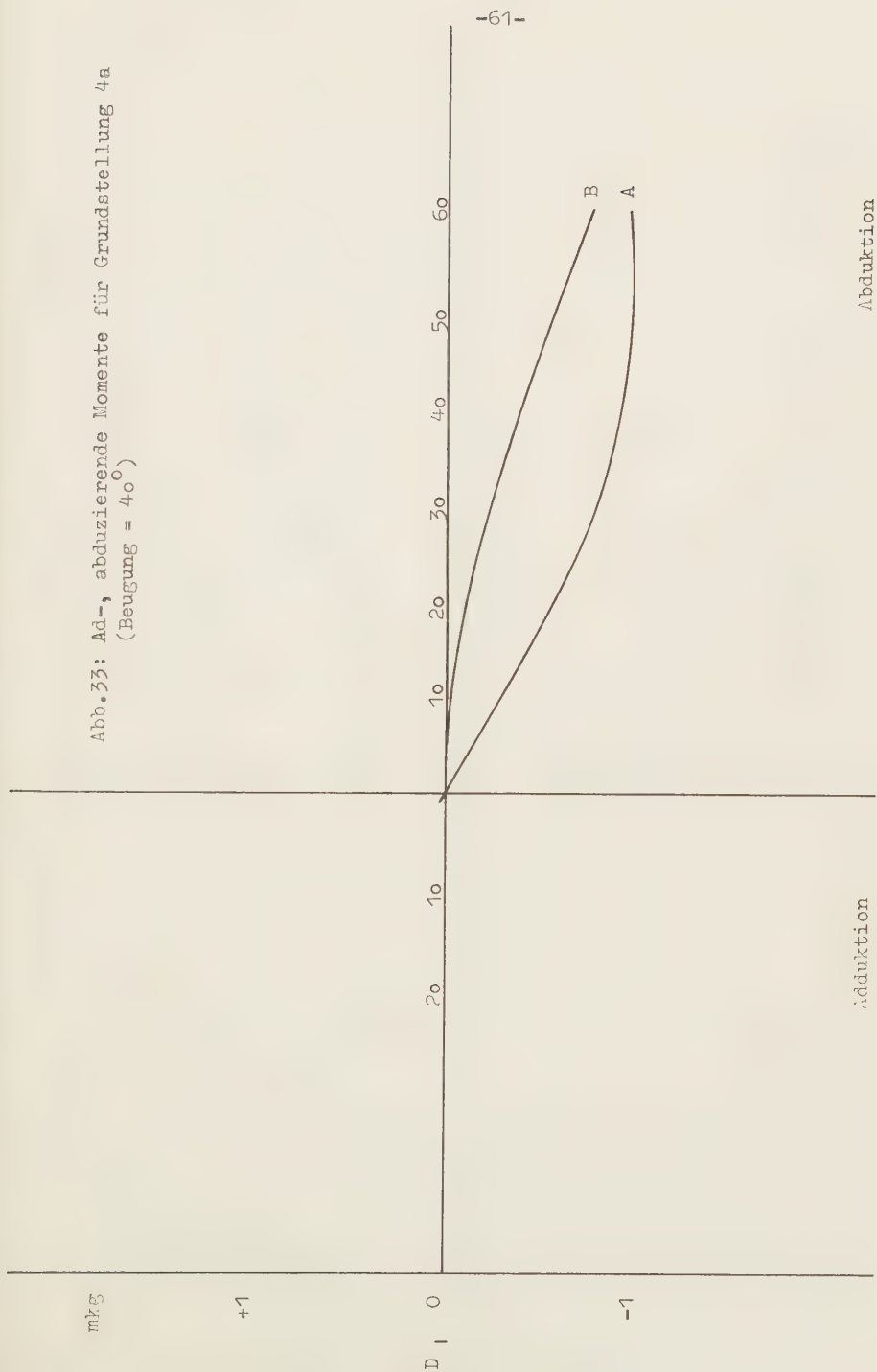
mg

+1

0

-1

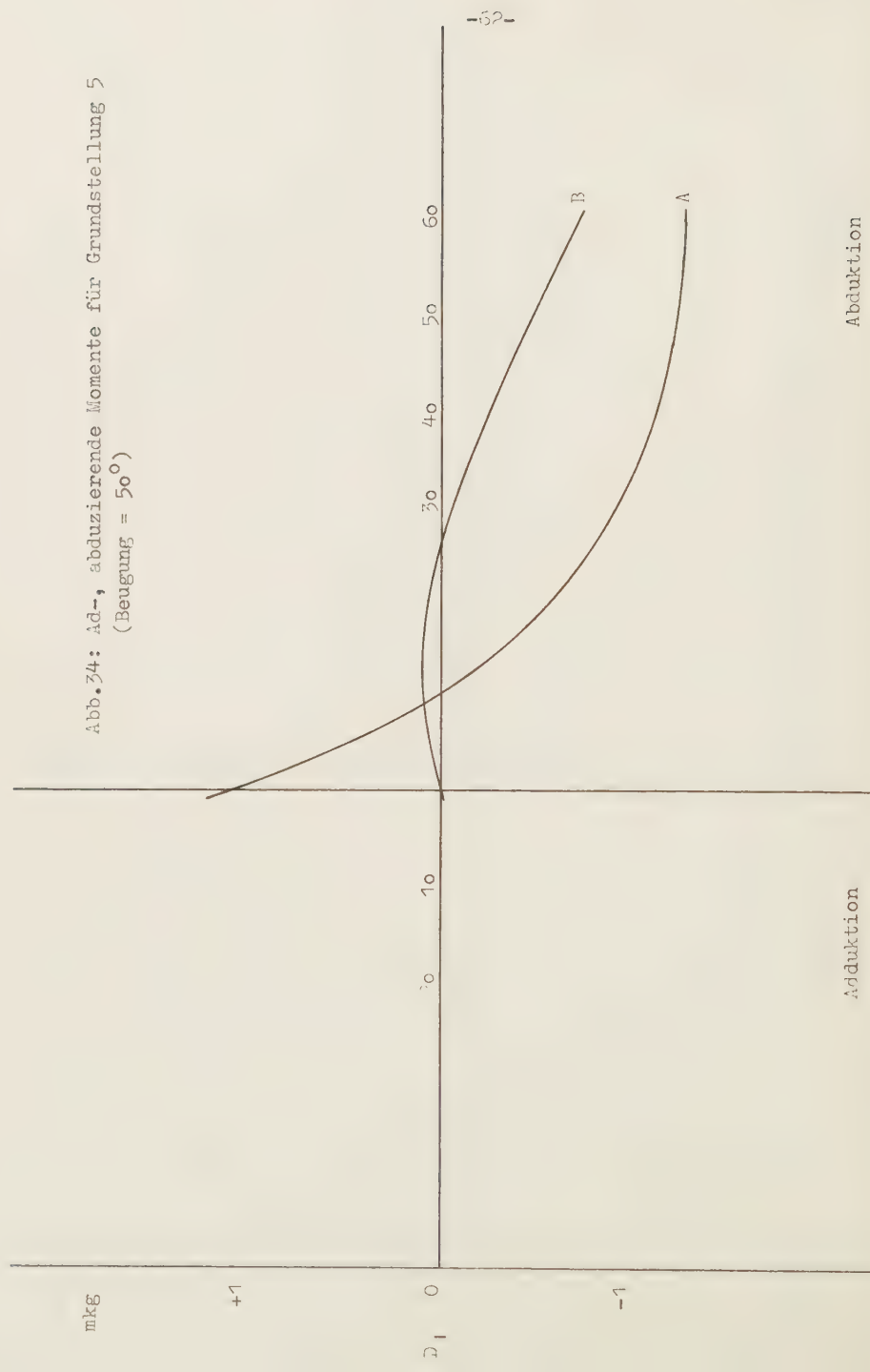
Abb. 33: Ad-, abduzierende Momente für Grundstellung 4a  
(Beugung =  $40^{\circ}$ )



Adduktion

Abduktion

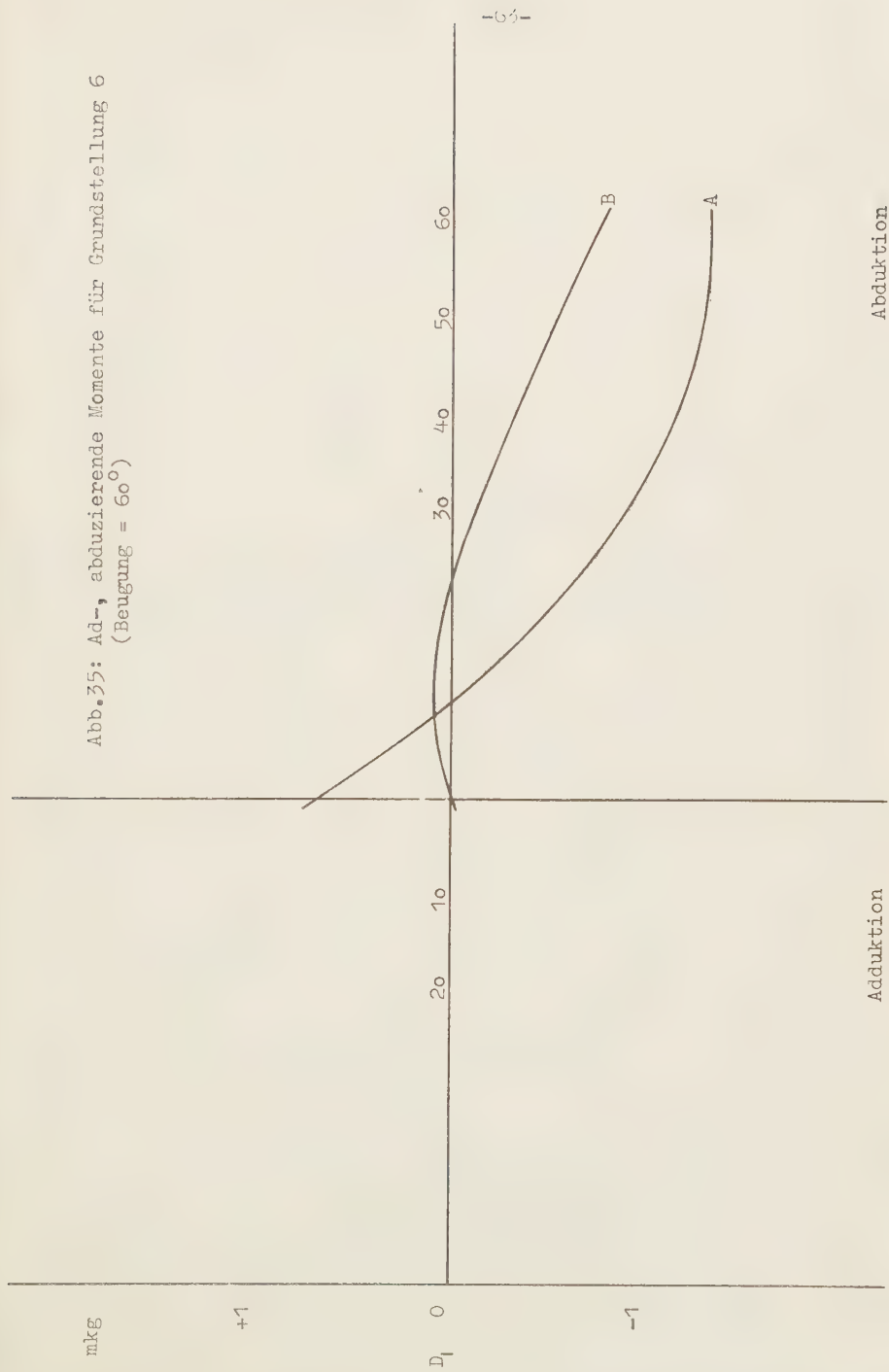
Abb. 24: Ad-, abduzierende Momente für Grundstellung 5  
(Beugung = 50°)

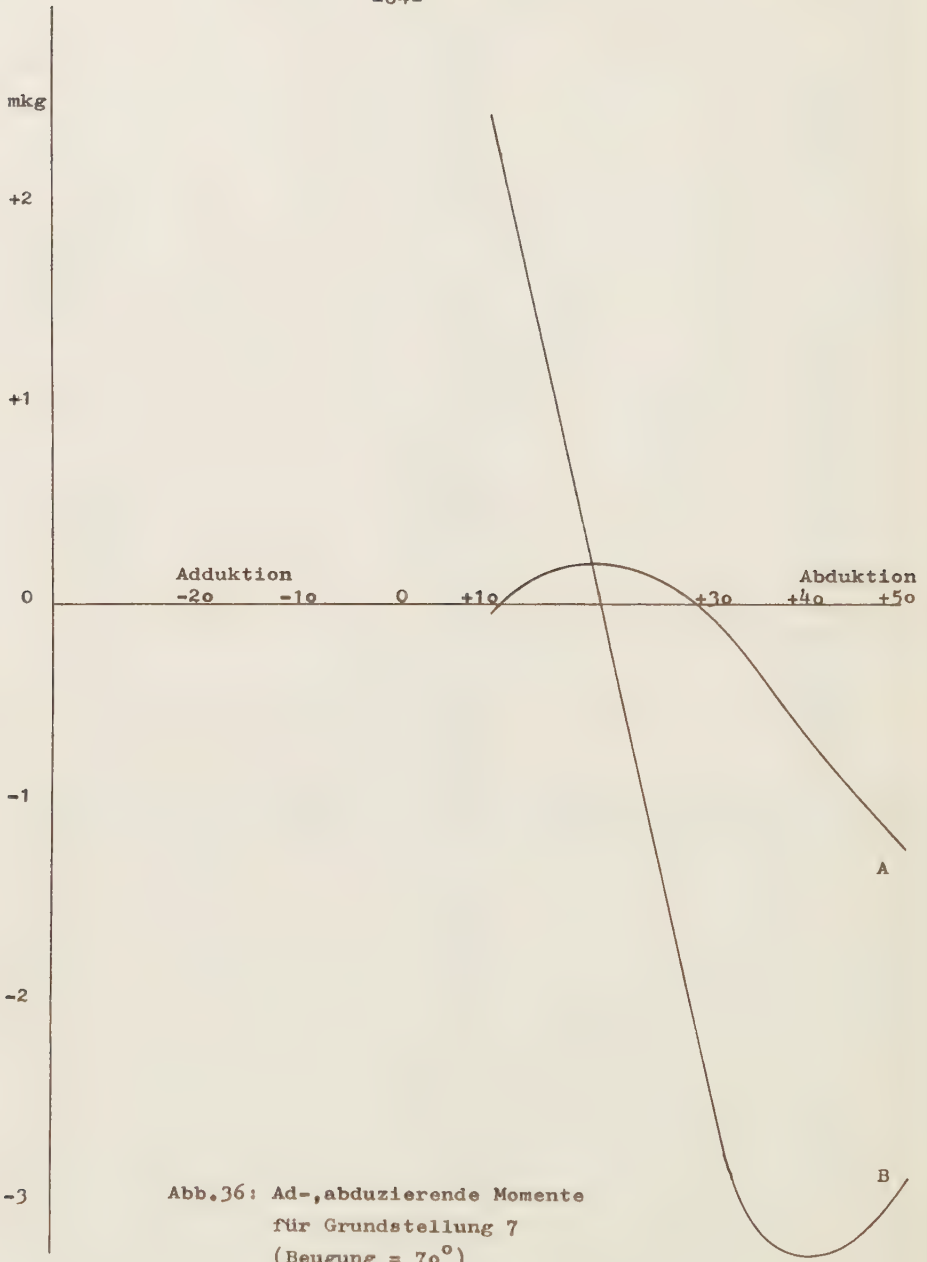


Abduktion

Adduktion

Abb. 35: Ad-, abduzierende Momente für Grundstellung 6  
(Beugung = 60°)





mkG

+4

+3

+2

+1

0

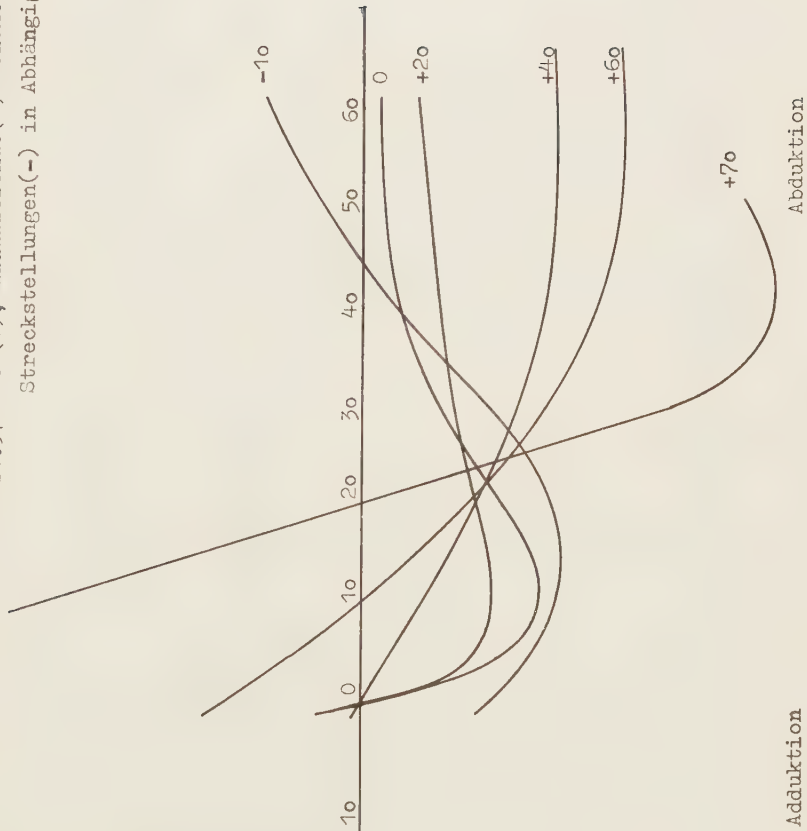
-1

-2

-3

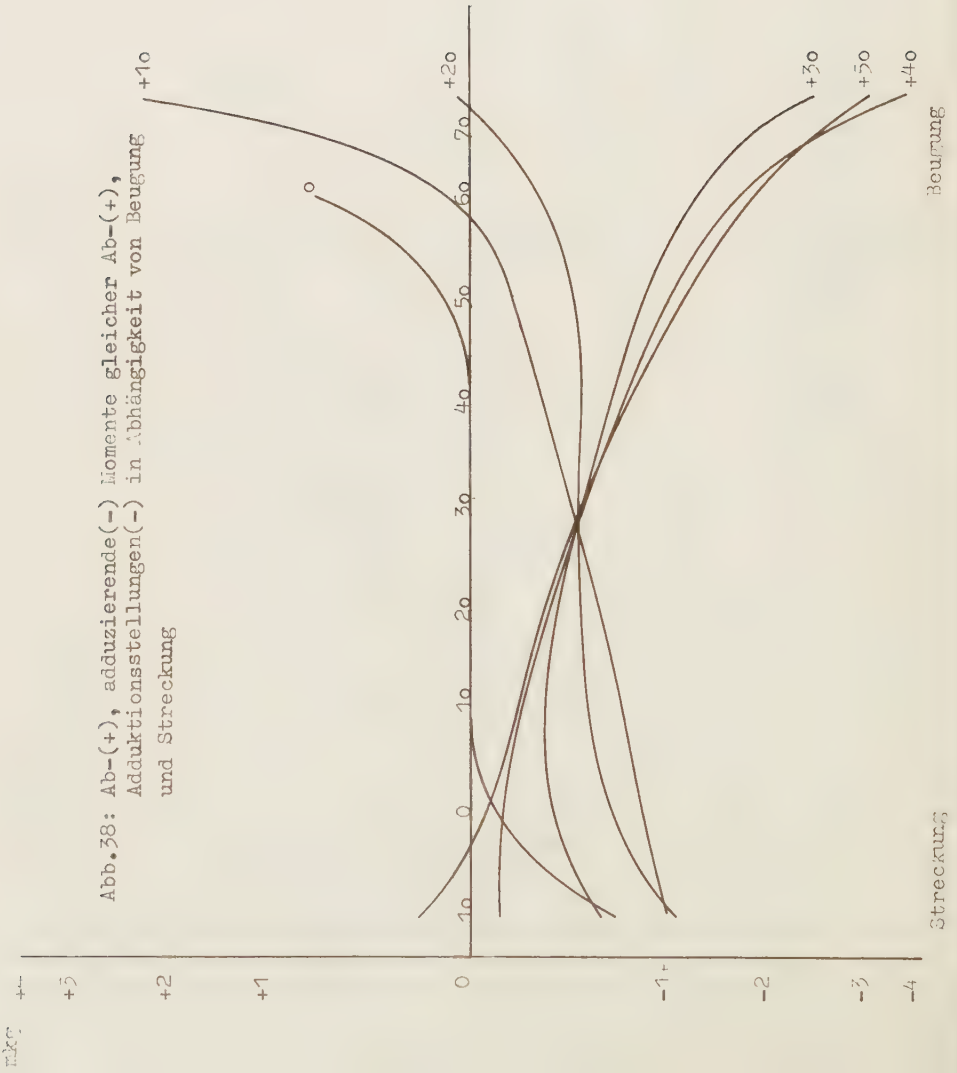
-4

Abb. 37: Ab-(+), adduzierende(-) Momente gleicher Beuge-(+), Streckstellungen(-) in Abhängigkeit von Ad-, Abduktion



Adduktion

Abduktion



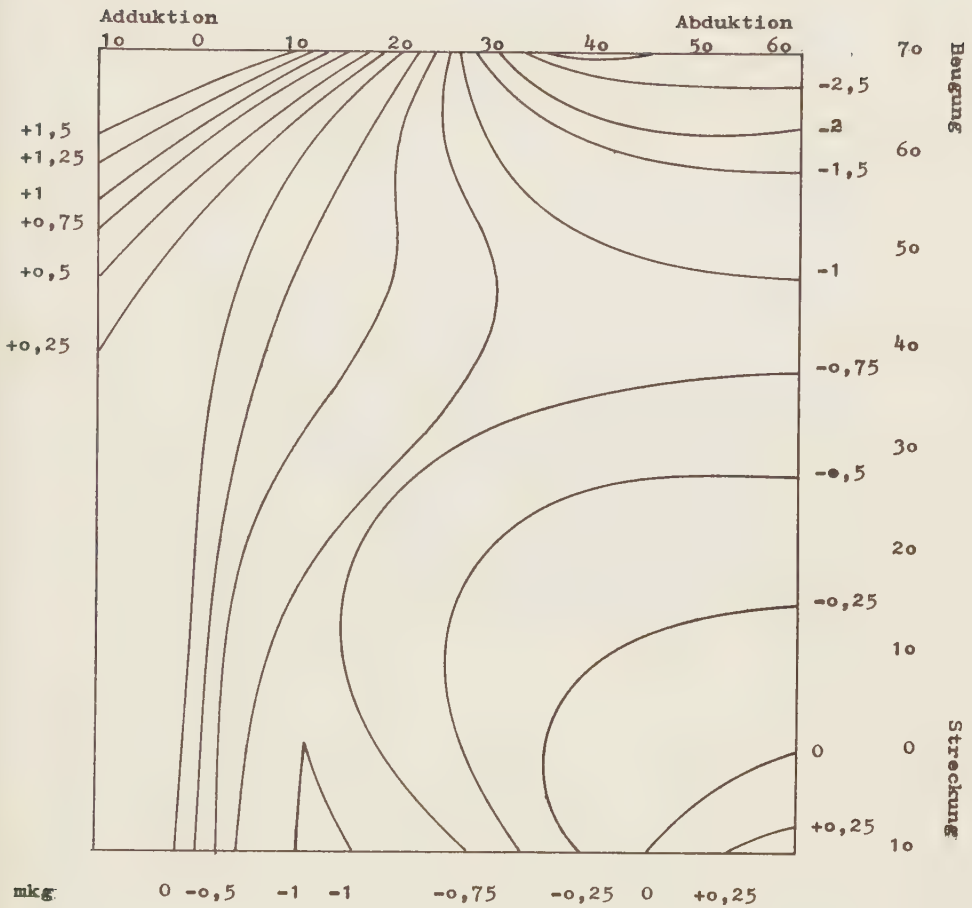


Abb.39: Momentenhügel der ad-(-), abduzierenden(+) Momente

Herrn Prof. Dr.A. Göb danke ich für die freundliche  
Überlassung des Themas und die jederzeit gewährte  
Unterstützung.

Mein Dank gilt aber auch Herrn Dr. A. Hennig für  
seine Mithilfe bei der Erarbeitung der physikalischen  
Grundlagen.

## LEBENS LAUF

Am 4. August 1949 wurde ich, Robert Fritz Blohmke, in Bad Tölz als Sohn des Dr. med. Fritz Blohmke und seiner Ehefrau Elisabeth, geb. Wegerer, geboren.

Von 1956 bis 1960 besuchte ich die städtische Volksschule in Neumünster und, nach dem Umzug meiner Eltern nach Bonn, die Rochus-Schule in Bonn/Duisdorf.

Meine Gymnasialzeit verbrachte ich am Ernst-Moritz-Arndt-Gymnasium in Bonn und am Helmholtz-Gymnasium, wo ich im Mai 1968 die Reifeprüfung bestand.

Im Anschluß an das Abitur studierte ich drei Semester Biologie in Bonn und Hamburg. Im Sommersemester 1970 begann ich dort mit dem Medizinstudium und legte im April 1972 die Ärztliche Vorprüfung erfolgreich ab. Zum zweiten klinischen Semester ging ich dann nach München und studiere seitdem am Klinikum r. d. Isar der Technischen Universität München. In der Zeit vom April bis Juli 1975 lege ich dort das Medizinische Staatsexamen ab.



